

## 고관절 신전속도가 슬괵근에 대한 대둔근의 상대적 근수축 개시시간에 미치는 영향

장영진, 고은혜  
한서대학교 대학원 물리치료학과

노정석, 신헌석, 김택훈  
한서대학교 물리치료학과

### Abstract

#### The Effects of Hip Extension Velocity on the Relative Onset Time of the Gluteus Maximus in Relation to the Hamstring

**Young-jin Chang, M.Sc., P.T.**

**Eun-hye Ko, M.Sc., P.T.**

Dept. of Physical Therapy, The Graduate School, Hanseo University

**Jung-suk Roh, M.Sc., P.T.**

**Heon-seock Cynn, M.A., P.T.**

**Tack-hoon Kim, Ph.D., P.T.**

Dept. of Physical Therapy, Hanseo University

The purpose of this study was to investigate the effects of hip extension velocity (7.5 degree/second, 30 degree/second) on the relative onset time of the gluteus maximus in relation to the hamstring during hip extension in prone position. Thirteen healthy male subjects (mean age=22.6 years [SD=1.8], mean weight=73.4 kg [SD=10.3], mean height=176.1 cm [SD=6.3]) voluntarily participated in this study. Electromyographic data was collected on the gluteus maximus and hamstring to determine onset time. Statistical analyses were performed with the paired t-test. The results showed that the onset time of the hamstring was significantly faster than that of the gluteus maximus in both fast and slow hip extension velocity. The gluteus maximus began contraction .079 seconds later following the contraction of the hamstring. The onset time of the hamstring was significantly faster in fast hip extension velocity compared with slow hip extension velocity. In conclusion, it was determined that the onset time of the gluteus maximus was faster with fast hip extension velocity compared with slow hip extension velocity. There was a statistically significant difference between the onset times of the gluteus maximus and hamstring in relation to the two velocities ( $p<.05$ ). Further study is needed to examine whether the velocity of hip extension can influence the onset time in a similar fashion in patients with low back pain.

**Key Words:** Gluteus maximus; Hamstring; Hip extension velocity; Onset time.

### I. 서론

일반적으로 정상적인 운동은 근위부의 안정성과 원위부 운동성의 상호 작용에 의해 발달된다고 알려져 왔다 (Stockmeyer, 1967). 안정성은 골과 인대, 근육에 의한

지지, 그리고 중추신경계에 의한 조절에 의하여 유지된다(Panjabi, 1992). Vogt와 Banzer(1997)는 정상적인 척추의 기능은 수동적 관절의 운동성 뿐 만 아니라 정상적인 근육의 활동과 움직임의 유형을 결정하는 중추신경계에 달려 있다고 하였다. 그중 요추는 구조상 불안정하기

통신저자: 고은혜 kone3@daum.net

때문에(Panjabi, 1992) 무거운 물건을 들거나 습관적인 나쁜 자세, 외부 충격에 의해서 요통이 발생하기 쉽다(Marras 등, 1993). 또한, 근골격계의 불균형이나 근육의 기능이상으로 비정상적인 움직임이 유발하는 요통에 의해 몸통 근육들의 동원이 변화되어 척추의 가동성이 제한되고, 체간 신전근의 약화가 일어난다(Hodges와 Richardson, 1998; Wilder 등, 1996). 요통의 일반적 치료 원리는 요추의 안정성과 근력 향상을 위하여 일상생활 동안 요추에 가해지는 스트레스나 힘을 줄임으로써 통증을 덜 느끼게 하고, 제한된 움직임의 범위를 정상화 하는 것에 중점을 둔다(King 등, 1988; Wilder 등, 1996).

정상인에 있어서 허리 부위의 기계적 안정성은 체간의 근육과 인대에 의해서 유지되며(Cholewicki 등, 1997; Gardner-Morse와 Stokes, 1998), 정상적인 자세에서 척추의 안정성을 위한 근육의 동원은 발생 가능한 손상으로부터 척추 구조를 적절히 보호할 수 있다(Panjabi, 1992). 그러나 요통환자의 경우에는 척추의 안정성을 유지하기 위해서 손상을 보상하려는 노력과 함께 다른 근육들을 동원하는 등 자세반응이 변화된다(Cassisi 등, 1993; Hodges와 Richardson, 1999). O'Sullivan 등(1998)은 요통환자는 정상인에 비해 몸통 근육의 근활성도 뿐만 아니라 근수축 개시시간의 순서가 변하고, 이러한 근육활동의 변화는 안정성을 떨어뜨린다고 하였다. 이러한 이유로 최근 체간과 사지의 운동과 관련된 근수축 개시시간에 대한 연구가 이루어지고 있다(권오윤과 고은경, 2002; Sihvonen, 1997).

Hodges와 Richardson(1997)은 어깨관절의 굴곡 움직임 시 상지 굴곡근과 체간 근육의 근수축 개시시간에 대한 연구에서 빠른 속도의 움직임과 보통 속도의 움직임 사이의 근수축 개시시간에 유의한 차이가 없었지만, 느린 움직임에서는 빠른 속도와 보통속도의 움직임보다 근수축 개시시간이 유의하게 늦어진다고 하였다. 이것은 속근섬유와 지근섬유로 구성된 근육의 구성과 속도 차이(차광석 등, 1999), 운동신경의 크기에 따른 동원의 차이로 설명할 수 있다(장용우, 2000). 일반적으로 작은 운동신경이 먼저 동원되고, 구심성 수축에서 근육의 수축 속도가 증가할수록 근력은 감소한다. 반대로 근력이 증가할수록 근육의 수축 속도는 감소하는데, 이것은 속도가 증가할수록 근육의 점성과 그로 인한 저항이 증가하기 때문이다(차광석 등, 1999).

엎드린 자세에서 고관절 신전을 할 때 척추기립근, 둔근, 슬괵근의 동원순서를 알아보기 위한 연구는 많이 수행되고 있다. Vogt와 Banzer(1997)는 정상인을 대상으로 엎드린 자세에서 고관절 신전 시 척추기립근과 대둔근, 슬괵근의 근활동 개시시간(onset time)과 동원형태를 관찰하였다. 권오윤과 고은경(2002)은 엎드린 자세에서 고관절 신전 시 요통환자는 정상인에 비해 대둔근의 수축 개시시간이 반건양근보다 지연되었고, 반건양근에 대한 척추기립근의 상대적 수축 개시시간이 지연되었다고 하였다. 그러나 이들 연구에서는 움직임의 속도가 근수축 개시시간에 미치는 영향이 고려되지 않았다. 따라서 본 연구에서는 신전속도에 따라 슬괵근에 대한 대둔근의 근수축 개시시간을 측정하여 속도가 근수축 개시시간에 미치는 영향을 알아보고자 하였다. 이는 향후 근수축 개시시간 측정 시 근육의 연축과 장축을 고려한 정확한 측정을 위하여 속도 표준화의 중요성을 제시하는데 있다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상자

본 연구는 한서대학교에 재학 중이고 요통이나 방사통, 신경근 압박 등이 없는 20대 건강한 성인 남자 13명을 대상으로 하였다. 신전각속도가 0°/sec에서부터 지정된 두개의 각속도인 30°/sec와 7.5°/sec에 도달하는 시간의 평균과 표준편차를 구하기 위해 20대 성인 15명을 대상으로 예비실험을 하였다. 실험을 실시하기 전에 연구목적과 방법에 대하여 대상자에게 충분히 설명한 후 자발적인 동의를 한 경우 실험에 참가시켰다. 연구대상자는 현재 요통과 하지에 통증이 없는 자, 고관절의 관절가동범위가 정상 범위에 속한 자로 최근 6개월간 근력 강화 훈련을 하거나 정형외과적·신경학적 손상을 입은 자는 제외하였다.

### 2. 실험기기 및 도구

가. 근전도 신호의 기록 및 신호처리

근활성도를 측정하기 위하여 근전도<sup>1)</sup>와 지름 1 cm, 전극간의 간격이 2 cm인 이극표면 근전도 전극<sup>2)</sup>을 사

1) MP 100A-CE. BIOPAC SYSTEM Inc., CA, U.S.A.

2) TSD 150B. BIOPAC SYSTEM Inc., CA, U.S.A.

용하였다. 접지전극은 지름이 1 cm 표면전극<sup>3)</sup>을 사용하였다. 표본 추출률은 1024 Hz 였으며, 잡음을 제거하기 위해 대역통과필터(band pass filter)로 20~450 Hz 까지 구간삼고, 대역여과필터(band stop filter)를 60 Hz, 180 Hz, 300 Hz 로 사용하였다.

나. 근수축 개시시간

근전도 자료를 수집하기 시작한 후 2초간을 기초선 기간으로 정하였고, 2초 동안에 수집한 근전도 신호를 전파정류(full-wave rectification)한 후, 기초선 기간 중 가장 안정된 .5초 동안의 신호에서 근수축량의 평균과 표준편차를 구하였다. 평균으로부터 2배 표준편차를 초과하는 근활성도를 근수축 개시시간 역치로 계산하여 근수축 개시시점으로 설정하였다. 25 ms 이상 근수축이 지속되지 않은 경우에는 실제 근수축으로 간주하지 않았다(Di Fabio, 1987)(그림 1)(그림 2).

다. 고관절 신전각도의 통제 및 각속도 통제 방법  
본 연구에서 고관절 신전 시 신전속도를 통제하기

위하여 전자메트로놈<sup>4)</sup>과 전기측각기<sup>5)</sup>를 사용하였다. 먼저 외부 통제 방법으로 전자메트로놈을 이용하여 .5초와 2초 동안 고관절 15° 신전까지 30°/sec와 7.5°/sec의 속도로 움직이게 하였다. 그러나 이러한 방법으로는 연구대상자가 지정된 고관절 신전까지 실제 정확히 움직였는지 확인하기 어렵기 때문에 전기측각기를 사용하여 고관절 신전 시 각속도를 확인하고자 하였다. 본 연구에서 사용되는 종속변수는 근수축 개시시간이므로 고관절 신전 시 초기의 움직임 속도가 가장 중요하다고 할 수 있다. 그러므로 15명의 예비실험자를 대상으로 전자메트로놈을 이용하여 고관절을 신전하는 초기에 전기측각기로 신전각속도가 0°/sec에서부터 지정된 두 개의 각속도인 30°/sec와 7.5°/sec에 도달하는 시간을 3회 측정하여 평균과 표준편차를 구하였다. 두 개의 각속도에 도달하는 시간의 평균±표준편차 구간을 기준으로 하여 본 실험에서 얻어진 자료들 중에 이 구간 안에 들어오는 자료만을 선택하여 속도별로 각각 5개씩의 자료를 수집하였다.

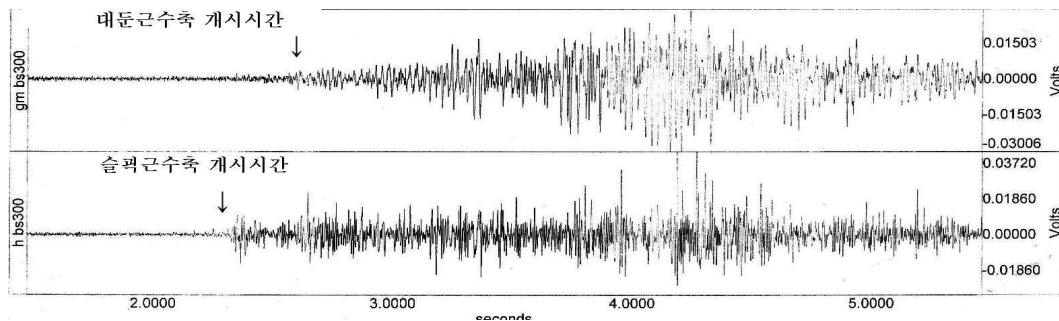


그림 1. 느린 속도에서 슬괵근과 대둔근의 근수축 개시시간

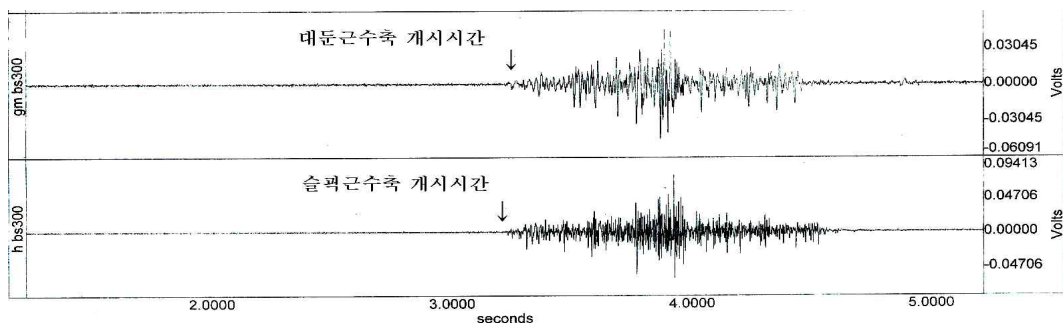


그림 2. 빠른 속도에서 슬괵근과 대둔근의 근수축 개시시간

3) EL 503-10. BIOPAC SYSTEM Inc., CA, U.S.A.

4) SEIKO QUARTZ METRONOME, Model No-SQ-77, SEIKO Inc., Japan.

5) TSD 130B, BIOPAC System Inc., CA, U.S.A.

### 3. 실험방법

Cram 등(1998)의 연구를 근거로 근전도 표면전극 2개를 천추의 아래 외측각으로부터 대전자를 연결한 선의 가운데 지점인 대둔근의 근복에 부착하였고, 좌골결절로부터 15 cm 아래쪽 대퇴이두근 중 내측에 위치한 슬괵근 근복에 고정하였다. 접지전극은 왼쪽 발 내과에 부착하였다. 피부 저항을 감소시키기 위해 털과 각질을 제거하고, 알코올로 닦은 다음 전극에 소량의 근전도용 젤을 발라 부착한 후 종이테이프고 고정하였다. 전기극 각기는 전상장골극과 후상장골극을 연결한 선의 중간지점과 큰 결절에 고정시켰다.

실험대상자의 고정되어 엎드린 자세에서 오른쪽 고관절의 15° 신전각도를 일반측각기로 측정하여 지렛대의 높이를 조정 한 후 15° 높이까지 전자메트로놈의 .5초와 2초 속도에 맞춰 30°/sec와 7.5°/sec의 각속도로 신전하도록 하였다. 측정 전에 메트로놈의 속도에 적응하기 위해 30분간 연습을 하였다. 시작 자세는 항상 고관절 중립, 슬관절 신전 상태에서 실시하였다. 측정 간에 피로를 방지하기 위해 충분한 휴식시간을 제공하였고, 고관절을 신전 하는 동안 슬관절 굴곡이나 고관절의 회전운동이 발생하지 지속적으로 관찰하였다.

### 4. 분석방법

각각의 속도에서 수집된 5개의 자료 값의 평균을 산출하여 대표값을 정하였다. 슬괵근의 수축 개시시간을 기준점으로 대둔근의 상대적인 수축 개시시간을 산출하였다. '0'을 기준으로 대둔근이 먼저 수축 개시를 한 경우 -값으로 나타내고, 나중에 수축 개시를 한 경우 +값으로 나타내어 상대적인 근수축 개시시간을 계산하였다. 각각의 속도에서 상대적인 근수축 개시시간의 차이를 알아보기 위해 짝비교 t-검정(paired t-test)을 사용하였으며, 자료를 부호화한 후 통계학적 유의성을 검정하기 위해 유의수준  $\alpha=0.05$ 로 하였다. 자료의 통계처리는 상용통계프로그램인 윈도우용 SPSS version 10.0을 이용하였다.

## III. 결과

### 1. 연구대상자의 일반적 특성

본 연구에 참여한 대상자 13명의 평균연령은 22.6세 이었고, 평균 신장은 176.4 cm, 평균체중은 73.4 kg 이었다(표 1).

표 1. 연구대상자의 일반적 특성 (N=13)

일반적 특성	평균±표준편차	범위
연령(세)	22.6±1.8	20~25
신장(cm)	176.1±6.3	163~188
체중(kg)	73.4±10.3	53~95

### 2. 고관절 신전 시 속도에 따른 슬괵근에 대한 대둔근의 상대적 근수축 개시시간

엎드린 자세에서 고관절 신전 시 슬괵근의 근수축 개시시간에 대한 대둔근의 상대적 수축 개시시간은 빠른 속도(30°/sec)에서는 대둔근이 슬괵근보다 평균 .08±.06초, 느린 속도(7.5°/sec)에서는 대둔근이 슬괵근보다 평균 .27±.22초 지연되어 근수축이 개시되었다. 대둔근은 느린 속도로 고관절 신전 했을 때보다 빠른 속도로 고관절 신전했을 때 근수축 개시시간이 유의하게 빨랐다( $p<.05$ )(표 2).

표 2. 고관절 신전 시 속도에 따른 슬괵근에 대한 대둔근의 상대적 근수축 개시시간

	평균±표준편차	자유도	t-값	p
빠른 속도 (30°/sec)	.08±.06	12	-3.696	.003
느린 속도 (7.5°/sec)	.27±.22			

## IV. 고찰

운동조절에 대한 연구에는 다양한 방법이 있지만 그 중 근전도를 이용한 근육의 수축 개시시간을 알아보는 방법이 균형 또는 요통과 관련된 연구에 사용되었다(Hodges와 Richardson, 1997; Horak, 1992; Sveistrup과 Woollacott, 1996; Woollacott와 Sveistrup, 1992). 실 시간 자료에서 근수축 개시시간을 결정하는 방법으로는 첫째, 오실로스코프나 컴퓨터 스크린을 보면서 경험자가 주관적으로 시각을 통해 근수축 개시시점을 결정하는 방법과 소프트웨어를 이용하여 개시시점을 결정하는 방법이 있다(Craik과 Oatis, 1995). 둘째, 최대 근수축의 5% 이상 근수축이 발생하는 지점을 수축 개시시점으로 정의하는 방법이 있다(Perry, 1992). 셋째, Nashner 등(1983)은 안정 시에서 측정된 표준편차의 1.5배 활성도가 증가하는 시점을 근수축 개시시점으로 정하였다. 넷째, 보행 중 개시시간을 측정할 경우 실제 근전도 신호

에서 RMS 과정을 거쳐 근전도 진폭이 10  $\mu V$  를 초과하여 100 ms 이상 지속된 시점을 개시시간으로 보는 방법이 있다(Lange 등, 1996). 다섯째, 실제 근전도 자료를 전파정류(full-wave rectification)하여 저주파 통과여과기(low pass filter)로 linear envelope 처리를 한 후, 최대 진폭의 7% 이상 되는 지점을 수축 개시시간으로 정한다(Cowling과 Steele, 2001; Lee 등, 1997). Di Fabio(1987)는 안정 시에서 측정된 평균값과 표준편차를 이용하여 평균 +2~3배의 표준편차를 역치로 설정하고 40 ms, 25 ms 이상 근수축이 지속된 경우를 근수축 개시지점으로 결정하였다. Chanaud와 Macpherson(1991)은 안정 시에 측정된 표준편차가 2.5 배보다 더 클 때 그 부분을 근활성도가 있는 근수축 개시지점으로 결정하였고, Bullock-Saton 등(1993)은 보행주기 동안 최대근수축의 15% 이상 근육이 활성화되는 시점을 근수축 개시지점으로 결정하였다. 본 연구에서는 신뢰도가 입증된 Di Fabio(1987)의 방법을 근거로 편안하게 쉬고 있는 상태에서 근전도 자료를 수집하기 시작한 후 2초간을 기초선으로 정하고, 수집한 근전도 신호를 전파정류 한 후 기초선 기간의 중간 .5초 동안 신호에서 평균과 표준편차를 구하였다. 근수축 개시시간의 역치를 설정하고, 이를 초과하는 지점에서 25 ms 이상 근수축이 지속되는 경우를 근수축 개시시간으로 정하였다. 또한 실제 근수축이 일어나기 전에 이미 근전도의 활동이 시작되고, 근수축 개시시간이 속도와 직접 관련이 있어 실시간을 이용한 분석으로 발생하는 오류를 최소화하기 위하여 슬괵근 수축 개시시간에 대한 대둔근의 상대적 수축 개시시간을 자료값으로 하였다.

근육의 활동은 측정자세, 움직임 속도와 근수축 형태 등과 관련이 있다(Vogt와 Banzer, 1997). 열린 운동 고리에서 고관절 신전 시 움직임을 통제하기는 쉽지 않다. 권오윤과 고은경(2002), Hodges와 Richardson(1999)은 움직이는 동안 속도를 제한하기 위해 “하나, 둘, 셋”이란 구두명령과 초시계, 등속운동기구를 사용하였다. 그러나 이러한 방법은 능동적 동작이 등속으로 유지되는지 알아보는데 제한점이 있고, 등속운동기구도 저항이 있기 때문에 완전한 능동이라고는 할 수 없다고 판단하였다. 그러므로 본 연구에서는 근수축 개시시간에 초점을 맞추어 운동 후 초기 가속도의 등속을 증명하기 위하여 시각, 청각피드백을 주는 전자메트로놈과 전기측각기를 사용하였다. 전자메트로놈의 .5초와 2초에 맞춰 15° 각도에 도달하도록 하는 연습이 대상자에게 필

요하였고, 예비실험을 통해 얻어진 각속도 기울기의 표준범위에 들어오는 값이 속도별로 각각 5개가 될 때까지 반복하여 수집하였다.

운동의 속도는 힘의 크기에 영향을 미친다. 구심성 수축에서 최대의 힘은 느린 수축 속도에서 발휘될 수 있지만, 원심성 운동에서는 빠른 움직임이 보다 강한 힘을 발휘하게 해준다(Wilmore와 Costill, 2001). 정상인에서 하지의 신전속도는 대략 30°/sec라고 보고되었다(Lee, 1980). 따라서 본 연구에서는 운동속도가 운동조절 형태에 영향을 준다는(Hodges와 Richardson, 1999) 사실과 원심성 속도를 다르게 한 운동에서 주둔근의 반응이 다르다고 보고한 연구(Kuling 등, 2001)에 따라 고관절의 신전 속도를 일정하게 공통조건으로 통제하였다. 고관절이 펴지는 속도에 따라 슬괵근에 대한 대둔근의 상대적 근수축 개시시간을 알아본 결과, .5초에 15°를 움직이는 각속도 30°/sec의 빠르기에서는 대둔근이 .08 초 지연되어 일어났다. 그리고 2초에 15°를 움직이는 각속도 7.5°/sec의 빠르기에서는 .27초 지연되어 대둔근이 수축하였다. Kanehisa 등(1997), Fukunaga 등(1992)은 각속도가 저속인 상태에서만 근력 및 파워의 증가가 나타났고 고속인 상태에선 근수축의 속도의 증가가 나타나 등속운동 시 속도에 대한 선택이 중요하다고 하였다.

Hodges와 Richardson(1997)의 연구에서는 상지에서 빠른 속도의 움직임과 보통속도의 움직임 사이에는 근수축 개시시간 반응의 차이가 없었지만, 느린 움직임 사이에서는 다른 두 상태에서 보다 반응이 늦어지는 결과를 얻었다. 본 연구에서는 고관절 신전 시 빠른 속도와 느린 속도의 움직임 모두에서 반응시간의 차이가 있었다( $p < .05$ ). 이와 같은 연구의 차이는 상지의 움직임은 가동범위가 크고 각속도를 일정하게 유지하기 쉬우며, 작은 근섬유들이 존재하여 세밀한 움직임까지 조절이 가능하지만, 하지의 근육은 가동범위가 작고, 등속도 운동이 어려우며, 큰 섬유들이 존재하여 힘 있고 큰 움직임을 유발하기 때문이라고 생각된다(Horak 등, 1984; Lee 등, 1987).

Sahrmann(2002)은 슬괵근이 고관절 신전근으로 우세하게 사용되면 대둔근, 복근이 적절히 작용하지 못하기 때문에 슬괵근에 과사용증후군이 발생하기 쉽다고 하였다. 또한 엎드린 자세에서 다리를 들어 올릴 때 복근과 척추기립근은 몸통과 골반을 안정화시키는 역할을 하지만(Vogt와 Banzer, 1997), 몸통근육의 안정화가 확립되지 않은 상태에서 하지의 운동은 척추의 보상운동을 만들어 낸다고 하였다(Sahrmann, 2002). 이러한 연

구와 속도에 따른 신체운동의 안정화에 차이가 있다는 연구(Hodges와 Richardson, 1999)를 바탕으로 앞으로 요통환자를 대상으로 고관절 신전속도에 따라 운동을 시킨 후, 요통의 증상과 몸통, 골반의 안정화에 미치는 영향을 알아보는 연구가 필요할 것이다. 또한 신체의 다른 관절동작에서도 속도에 따라 근수축 개시시간에 유의한 차이가 있는지 연구해 볼 필요가 있다.

## V. 결론

본 연구는 고관절을 신전 할 때 정상인에서 속도에 따라 슬괵근에 대한 대둔근의 상대적 근수축 개시시간과 근 수축 개시시간에 미치는 영향에 대해 알아보았다. 연구결과는 빠른 속도(30°/sec)로 신전한 경우와 느린 속도(7.5°/sec)로 신전한 경우 모두에서 슬괵근이 먼저 수축을 하였다. 빠르게 신전 한 동작에서는 대둔근이 .08초, 느리게 신전 한 동작에서는 .27초 지연 수축하여 속도에 따라 유의한 차이가 있었다( $p < .05$ ). 그러므로 향후 근육의 동작과 관련된 근수축 개시시간 측정 시 정확한 측정을 위하여 속도도 고려해야 할 것이다.

## 인용문헌

권오윤, 고은경. 고관절 신전시 요통환자와 정상인의 슬괵근, 대둔근, 요추기립근의 근 수축 개시시간 비교. 한국전문물리치료학회지. 2002;9(2):33-42.

장용우. 전방십자인대 재건술 후 등속 운동이 대퇴부 기능의 개선 및 근 혈류변화에 미치는 영향. 전남대학교, 박사학위논문, 2000.

차광석, 김은희, 김재호 등. (전문가를 위한) 최신 운동 처방론. 21세기 교육사, 1999:75-299.

Bullock-Saxton JE, Janda V, Bullock MI. Reflex activation of gluteal muscles in walking: An approach to restoration of muscle function for patients with low-back pain. Spine. 1993;18(6):704-708.

Cassisi JE, Robinson ME, O'Conner P, et al. Trunk strength and lumbar paraspinal muscle activity during isometric exercise in chronic low-back pain patients and controls. Spine. 1993;18(2):245-251.

Chanaud CM, Macpherson JM. Functionally complex

muscles of the cat hindlimb. III. Differential activation within biceps femoris during postural perturbations. Exp Brain Res. 1991;85(2):271-280.

Cholewicki J, Panjabi M, Khachtatryan A. Stabilizing function of the trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. Spine. 1997;22(19):2207-2212.

Cowlig EJ, Steele JR. The effect of upper-limb motion on lower-limb muscle synchrony. Implications for anterior cruciate ligament injury. J Bone Joint Surg Am. 2001;83A(1):35-41.

Craik RL, Oatis CA. Gait Analysis: Theory and application. St Louis, Mosby, 1995:300-305.

Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to Surface Electromyography. Maryland, Aspen pub., 1998.

Di Fabio RP. Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity. Phys Ther. 1987;67(1):43-48.

Fukunaga T, Funato K, Ikegawa S. The effects of resistance training on muscle area and strength in prepubescent age. Ann Physiol Anthropol. 1992;11(3):357-364.

Gardner-Morse MG, Stokes IA. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. Spine. 1998;23:86-91.

Hodges PW, Richardson CA. Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles. Ergonomics. 1997;40(11):1220-1230.

Hodges PW, Richardson CA. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. J Spinal Disord. 1998;11(1):46-56.

Hodges PW, Richardson CA. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. Arch Phys Med Rehabil. 1999;80(9):1005-1012.

Horak FB, Nutt JG, Nashner LM. Postural instability in parkinsonian subjects. J Neurol Sci. 1992;111(1):46-58.

Horak FB, Esselman P, Anderson ME, et al. The effects of movement velocity, mass displaced, and

- task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1984;47(9):1020-1028.
- Kanehiga H, Ikegawa S, Fukunaga T. Force-Velocity relationships and fatiguability of strength and endurance-trained subjects. *Int J Sports Med*. 1997;18(2):106-112.
- King JC, Lehmkuhl DL, French J, et al. Dynamic postural reflexes: Comparison in normal subjects and patients with chronic low back pain. *Curr Concepts Rehabil Med*. 1988;4:7-11.
- Kuling K, Powers CM, Shellock FG, et al. The effects of eccentric velocity on activation of elbow flexors: Evaluation by magnetic resonance imaging. *Med Sci Sports Exerc*. 2001;33(2):196-200.
- Lange GW, Hintermeister RA, Schlegel T, et al. Electromyographic and kinematic analysis of graded treadmill walking and the implications for knee rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996;23(5):294-301.
- Lee MY, Wong MK, Tang FT, et al. Comparison of balance responses and motor patterns during sit-to-stand task with functional mobility in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*. 1997;76(5):401-410.
- Lee WA. Anticipatory control and task muscles during rapid arm flexion. *J Mot Behav*. 1980;12(3):185-196.
- Lee WA, Buchanan TS, Rogers MW. Effects of arm acceleration and havioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. *Exp Brain Res*. 1987;66(2):257-270.
- Marras WS, Lavender SA, Leurgans SE, et al. The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally-related low back disorders: The effects of workplace factors, trunk position, and trunk motion characteristics on risk of injury. *Spine*. 1993;18(5):617-628.
- Nashner LM, Shumway-Cook A, Marin O. Stance posture control in select groups of children with cerebral palsy: Deficits in sensory organization and muscular coordination. *Exp Brain Res*. 1983;49(3):393-409.
- O'Sullivan PB, Twomey L, Allison GT. Altered abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1998;27(2):114-124.
- Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*. 1992;5(4):383-389.
- Perry J. *Gait Analysis: Normal and pathological function*. 1st ed. Slack Inc., 1992:382-393.
- Sahrmann S. *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndrome*. St. Louis, CV Mosby, 2002:51-108.
- Sihvonen T. Flexion relaxation of the hamstring muscles during lumbar-pelvic rhythm. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997;78(5):486-490.
- Stockmeyer SA. An interpretation of the approach of Rood to the treatment of neuromuscular dysfunction. *Am J Phys Med*. 1967;46(1):900-961.
- Sveistrup H, Woollacott MH. Longitudinal development of the automatic postural response in infants. *J Motor Behav*. 1996;28:58-70.
- Vogt L, Banzer W. Dynamic testing of the motor stereotype in prone hip extension from neural position. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1997;12(2):122-127.
- Wilder DG, Aleksiev AR, Magnusson ML, et al. Muscular response to sudden load. A tool to evaluate fatigue and rehabilitation. *Spine*. 1996;21(22):2628-2639.
- Wilmore JH, Costill DL. *Physiology of Sport and Exercise*. 2nd ed. Human kinetics, 2001:41-51.
- Woollacott MH, Sveistrup H. Changes in the sequencing and timing of muscle response coordination associated with developmental transitions in balance abilities. *Hum Mov Sci*. 1992;11:23-36.

---

논문접수일	2006년 4월 3일
논문게재승인일	2006년 4월 21일