



스쿼트 동작 시 발뒤꿈치 보조물 경사각에 따른 하지근과 척추기립근의 근육활동 비교

Effect of Different Heel Plates on Muscle Activities During the Squat

채원식* · 정현경 · 장재익(경북대학교)

Chae, Woen-Sik* · Jeong, Hyeun-Kyeong · Jang, Jae-Ik(Kyungpook National University)

ABSTRACT

W. S. CHAE, H. K. JEONG, and J. I. JANG. *Effect of Different Heel Plates on Muscle Activities During the Squat*. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 17, No. 2, pp. 113-121, 2007. The purpose of this study was to determine the effect of three different plates (0° , 10° , 20°) under heels on the lower limb muscles and erector spinae during squat exercise. Ten high school korean traditional wrestling players (age: 18.5 ± 0.7 , weight: 972.2 ± 128.5 N, height: 177.8 ± 6.0 cm, weight of barbell: 1004.5 ± 132.4 N) performed squat exercise using three different tilting plates under heels at a cadence of 40beats/sec with 80% one repetition maximum load. Surface electrodes were placed on the participants' left and right erector spinae, and rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, tibialis anterior, biceps femoris, medial gastrocnemius, and lateral gastrocnemius in the right lower extremity. One S-VHS camcorder (Panasonic AG456, 60fields/s) was placed 10m to the side of the participant. To synchronize the video and EMG data, a synchronization unit was used for this study. Average and Peak IEMG values were determined for each participant. For each variable, a one-way analysis of variance was used to determine whether there were significant differences among three different tilting plates under heels. When a significant difference was found in plates type, post hoc analyses were performed using the Tukey procedure. A confidence level of $p < .05$ was used to determine statistical significance.

As a result of this study, maximum nEMG values of the tibialis anterior in 0° plates was significantly higher than the corresponding values for the other plates during the knee extension. This increased activation in the tibialis anterior muscle indicates an increase in displacement of center of gravity of body. It is very likely that additional muscle activation are needed to stop the forward and backward movement. The results also showed that muscular activities of quadriceps femoris and erector spinae were decreased with increasing angle of plates. This suggests that increasing angle of plate may help to sustain the balance and posture of squat exercise. It is considered that very few significant differences were found among three different plates (0° , 10° , 20°) since elite players with much experience in squat exercise were chosen as a participant of this study. In order to obtain meaningful results regarding the tilting angle of heel plates in squat exercise, kinetic and 3D kinematic analysis will be needed in the future study.

KEYWORDS : HEEL PLATE, MUSCLE ACTIVITY, SQUAT

I. 서론

현대 문명과 과학기술의 발달로 인해 발생되어지는 생활의 풍요로움과 편리함, 이러한 편리한 생활에서 오는 시간적 여유는 일상생활 속에서 여가를 즐길 수 있는 기회와 삶의 질을 높일 수 있는 긍정적인 측면이 있다. 그러나 이와 같은 삶의 편리함은 일반인들의 운동량 부족을 발생시키며 성인병 유발의 빈도를 현저히 증가시켜 사회적 문제로써 대두되고 있다.

건강한 삶을 위한 체력 증진에는 심폐지구력 외에도 근력, 근지구력과 같은 요소들이 포함되어야 하는데 그 이유는 유산소 운동들은 신체의 전반적인 근육 발달이나 근력, 근지구력 증가에는 크게 도움이 되지 않기 때문이며 근력과 근지구력을 증가시킬 수 있는 웨이트트레이닝은 전반적인 체력증진에 중요한 역할을 한다고 볼 수 있다(김선연, 1997).

웨이트 트레이닝을 상체, 하체 운동으로 분류하였을 때 하지근의 발달을 위한 운동에는 카프레이즈(calf raise), 레그 익스텐션(leg extension), 레그 레이즈(leg raise), 레그 컬(leg curl), 레그 어덕션(leg adduction), 레그 프레스(leg press) 및 스쿼트(squat) 등이 많이 활용되어지고 있으며 그 중 가장 대표적인 운동으로 스쿼트 운동을 들 수 있다.

스쿼트 운동은 전대퇴를 발달시키는데 가장 적절한 운동이다. 스쿼트 운동 시 자세는 시선은 정면을 향하고 자신에게 적합한 중량의 바벨을 정한 후 다리를 어깨 넓이보다 약간 크게 십 일자로 벌려 어깨 위에 얹고 바벨 바를 잡으며 가슴과 허리를 편 상태를 유지한 후 무릎 아래 부분과 허벅지가 서로 직각을 이룰 때까지 앉아서 서서히 일어선다.

스쿼트 동작 시 호흡은 앉을 때 숨을 들이마시고, 일어 설 때 숨을 내쉬어야 한다. 가장 주의할 점은 운동 중에 상체를 구부리면 다리가 아니라 허리로 무게가 전달되므로 항상 상체를 똑바르게 유지하는 것이 매우 중요하다.

이러한 스쿼트 운동은 보통 평평한 지면에서 하는 것이 일반적이지만 초보자의 경우 발뒤꿈치에 보조물을 대어 발목을 인위적으로 저축 굴곡시켜 운동을 시

행한다. 초보자들의 경우 스쿼트 동작을 실행하기 위해 요구되어지는 주동 및 협응 근육들이 강화되어 있지 않은 상태이며, 전후 방향의 무게중심 이동이 정확하게 이루어지지 못하는 불안정한 상태이기 때문에 이와 같은 방법을 사용하는 것으로 판단되어진다. 발목 경사각을 이용하면 하지 근육의 부담을 줄일 수 있으며 전후 무게 중심 이동의 폭을 최대한 줄일 수 있을 것으로 판단되어진다. 그러나 이러한 방법을 사용하는 이유에 대해 객관적이며 논리적인 과학적 검증이 전무한 실정이다.

본 연구를 통해 발목 경사각의 사용이 하지근육의 근육활동에 어떠한 영향을 미치는지 밝힐 수 있다면 일반인들의 체력 및 선수들의 경기력 향상을 위해 보다 안정적이며 효과적인 스쿼트 운동 방법을 제시할 수 있을 것으로 사료되어진다. 또한 발목 경사각도에 따른 특정 근육활동의 변화 및 신체의 안정성 유지에 대한 변화를 밝혀낸다면 발목 경사각에 따른 특정 하지근육의 강화와 스쿼트 운동 시 발생할 수 있는 하지 근골격계의 부상을 현저히 줄일 수 있는 트레이닝 방법을 제시할 수 있을 것이다.

따라서 본 연구의 목적은 스쿼트 운동 시 발꿈치 보조물 경사각이 하지근과 척추기립근의 활동 변화에 미치는 영향을 비교 분석하는데 있다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구에 동원된 피험자는 하지 근육에 병력이 없는 남자 고등학교 씨름부 선수 10명 (18.5±0.7yrs, 99.1±5.7kg, 177.8±4.3cm, 바벨질량 102.5±5.9kg)을 대상으로 하였다.

2. 실험 장비

본 연구에 사용되어진 실험도구는 다음에 제시한 <표 1>과 같다.

표 1. 실험도구

Equipment	Model	Manufacture
Video camera	AG-456	Panasonic
Video monitor	PVM-1351Q	Sony
Video recorder	HR-DV3KR	JVC
EMG equipment	QEMG8	Laxtha Korea
Surface electrode collar	Ag/AgCl 2223	3M Korea
EMG software	Telescan	Laxtha
경사삼각대	자체제작	
동조기기	자체제작	

3. 실험 과정

1) 실험장비의 배치

스쿼트 운동을 위해 각 피험자 체중의 80%의 바벨을 사용하였다. 피험자의 오른쪽 하지에 표면전극을 부착한 뒤 근전도 측정기구에 연결시켜 하지 근력운동 시 정확한 이벤트, 구간 설정 및 동조를 위해 피험자의 우측 약 10m의 거리에 비디오 카메라(60Hz, Panasonic AG 456)를 고정시켜 셔터 스피드 1/500초로 촬영하였다. 현대의 지면반력 측정기는 스미스 머신 수직 아래 바닥과 수평이 되게 설치하였으며, 피험자의 두발이 지면반력기 위에 놓았다.

2) 실험 절차

모든 피험자들에게 데이터 수집 전 스쿼트 동작에 대한 정확한 자세설명 및 시범 후 스미스 머신 (smith machine)을 사용하여 수차례 연습을 실시한 뒤 실험에 참여시켰다. 모든 피험자의 1-RM (one repetition maximum) 측정을 위해 Kraemer와 Fry (1995)가 제시한 측정 방법이 사용되었으며, 기구에 사용되어질 중량은 각 피험자 최대 발현의 힘의 80% (80% one repetition maximum) 무게로 동일하게 적용하여 중량 변화에 따른 근전도 값의 변화를 제어하였다. 또한 근수축속도에 따른 근육활동을 통제하기 위하여 메트로놈 40 beats/min의 속도로 신전과 굴곡 동작을 실시했다. 표면전극의 부착과 스쿼트의 동작 시 구간설정을 용이하기 위해서 피험자의 하의는 타이즈를 착용하여 각 운동을 시행하였다.

피험자는 길이 15cm와 너비 10cm의 자체 제작되어진 0°, 10°, 20°의 3가지 발뒤꿈치 보조물 경사대를 사용하여 스쿼트 운동을 실행하였으며, 실험 측정 순서는 무작위로 설정하였다. 발뒤꿈치 보조물은 피험자 발의 길이를 100%로 하였을 때 뒤꿈치 끝에서 50% 지점에 놓았으며, 연속 측정으로 인한 근 피로도를 최소화하기 위해서 각 측정 사이에 피험자는 3분간의 휴식시간을 가졌다. 근수축 속도 변화에 따른 자료 값의 변화를 통제하기 위해 메트로놈을 사용하여 슬관절의 굴곡과 신전에 걸리는 시간을 통제하였다.

3) 근전도 실험 절차

양질의 근전도 자료를 얻기 위해 면도기를 사용하여 피부 외피층의 털을 제거하는 사전준비 작업을 각 피험자에 실시하고 알코올을 사용하여 피부 표면을 세척한 후 피험자의 좌측 척추 기립근 (left erector spinae: LE), 우측 척추 기립근 (right erector spinae: RE), 오른쪽 다리의 대퇴직근 (rectus femoris: RF), 내측광근 (vastus medialis: VM), 외측광근 (vastus lateralis: VL), 대퇴이두근 (biceps femoris: BF), 내측비복근 (medial gastrocnemius: GM), 외측비복근 (lateral gastrocnemius: GL)에 표면 전극을 각각 부착하였으며, 접지전극은 상전장골극에 부착하였다. 근전도 측정은 QEMG8 (Laxtha Korea, gain = 1,000, input impedance > 1012 Ω, CMRR > 100 dB, center-to-center distance=4.5 cm)을 사용하였으며, 이때 샘플링 주파수는 1024 Hz로 설정하였다. 스쿼트 동작 전에 척추기립근의 최대정적 수축 근전도값(MVIC) 측정을 위해 몸통을 90° 굴곡시킨 상태에서 최대한의 힘을 발휘하여 신전 동작을 5초간 실시하여 자료를 수집하였다. 대퇴사두근과 슬건근의 최대정적수축 근전도값 측정을 위해 무릎을 90° 굴곡시킨 상태에서 최대한의 힘을 발휘하여 굴곡과 신전 동작을 각각 5초간 실시하여 자료를 수집하였으며, 비복근의 최대정적수축 근전도값 측정을 위해 발목을 90° 굴곡시킨 상태에서 최대한의 힘을 발휘하여 저측굴곡 동작을 5초간 실시하여 자료를 수집하였다. 0°, 10°, 20°의 3가지 발뒤꿈치 경사대를 사용한 스쿼트 운동 시의 데이터 수집은 근전도 측정 기구를 사용하여 5초간 자료를 수집하였다.

본 실험에서는 비디오 영상과 근전도 자료의 동조를 위해 이벤트 동조기기(Visol, Korea)를 이용하였으며, 실제 동작 시기 시 이벤트 동조기기에 부착된 스위치를 눌러 비디오 카메라를 통해 기록된 발광다이오드 영상과 이와 동시에 동조기기와 연결된 근전도 데이터에 5V의 전압이 기록되어져 이 두 신호가 발생된 순간을 기준으로 비디오 영상과 근전도 자료를 동조 하였다.

4. 근전도 자료분석

1) 근전도 자료 분석

본 연구에서 연구의 편의성을 위해 스쿼트 동작에서 양발 슬관절의 굴곡에서 최대 신전까지의 구간을 신전 구간, 최대 신전에서 다음 굴곡까지의 구간을 굴곡구간으로 설정하였다.

근전도 신호는 Telescan program (Laxtha Korea)으로 분석하였으며, 일차적으로 얻어진 원자료는 10 Hz의 고역 통과 필터와 350Hz의 저역 통과 필터를 사용하여 필터링 한 후 전파 정류하였다(Basmajian & DeLuca, 1985). 이 후 얻어진 적분근전도 값을 아래에 제시되어진 방법에 의해 최대 수의적 정적 수축 근전도 값(MVIC)을 사용하여 표준화 시키고 평균 적분 근전도 값과 최대 적분 근전도 값을 계산하였다. 적분 근전도 값은 다음의 공식 1에 의해 얻어지며

$$\int_0^t |m(t)| dt \quad (\text{공식1})$$

따라서 평균 적분 근전도 공식은 아래 공식 2와 같다.

$$\int_t^{t+T} |m(t)| dt \quad (\text{공식2})$$

여기서 T는 특정 동작 구간의 적분 시간이다.

표준화된 적분 근전도 값은 아래의 공식 3에 의해 계산 되어졌다.

$$nEMG = \frac{EMG}{EMG^{MVIC}} \quad (\text{공식3})$$

여기에서 nEMG는 표준화된 적분 근전도 값, EMG는 실제 실험 결과의 근전도 값, EMG^{MVIC} 는 최대정적 수축 근전도 값이다.

5. 통계처리

3가지 발뒤꿈치 경사도(0°, 10°, 20°)를 사용하여 스쿼트 운동을 실행 시 각 구간별 하지근의 평균 및 최대 적분 근전도 값, 지면반력 값, 압력중심변위를 구하였다. 3가지 경사도 사용 시 발생되어지는 구간별 하지근의 평균 및 최대 적분 근전도 값, 지면반력 값, 압력중심 변위 값에 유의한 차가 있는지를 밝히기 위해 통계 프로그램 SPSS 10.0을 이용해 유의수준 .05에서 Oneway ANOVA를 실시하고 통계적 유의성이 검증될 경우 사후분석 방법으로 Tukey를 사용하였다.

III. 결과 및 논의

스쿼트 운동 시 발뒤꿈치 보조물 경사각이 각각 0°, 10°, 20°일 때 평균적분 근전도 값과 최대적분 근전도 값은 <표 2>, <표 3>과 같은 결과를 보였으며, 평균적분 근전도 값은 <그림 1>과 최대적분 근전도 값은 <그림 2>와 같다.

<표 2>와 <그림 1>에서 나타난 바와 같이 스쿼트 운동 시 0°, 10°, 20°의 발뒤꿈치 보조물 경사각을 취하였을 때, 하지근의 신전구간 평균적분 근전도치를 살펴보면 대퇴사두근인 대퇴직근, 내측광근과 외측광근의 근육활동이 다른 하지근육 활동에 비하여 높게 나타났으며, 0°, 10°, 20°의 발뒤꿈치 보조물 경사각 시 다른 경사각에 비해 0°에서 다소 높은 근육활동을 보였다.

그 이외에 대퇴이두근, 전경골근, 외측비복근은 유사한 근육활동을 보였으며, 내측비복근의 경우 상대적으로 낮은 근육활동이 나타났다. 대퇴사두근과 대퇴이두근, 전경골근, 내측비복근, 외측비복근의 경우 0°, 10°, 20° 보조물 경사각을 취한 후 스쿼트 운동 시 근육활동에 다소 차이를 보였으나 통계적으로는 유의차가 발

표 3. 신전구간의 최대적분 근전도치

근육	신전 구간의 최대적분 근전도치((%MVIC)		
	0°	10°	20°
RF	74.81 (8.14)	71.00 (6.17)	67.81 (6.89)
VM	82.62 (5.22)	83.00 (6.01)	76.27 (5.79)
VL	86.98 (6.91)	97.49 (12.08)	85.07 (7.42)
BF	24.41 (5.02)	26.23 (6.46)	29.08 (6.86)
TA	62.26 (7.58)	43.28a (3.31)	36.42b,c (3.13)
GM	20.06 (3.71)	23.09 (2.75)	25.17 (3.94)
GL	28.02 (3.44)	36.40 (4.6)	37.63 (4.65)
ES	53.62 (5.72)	52.1 (4.18)	52.96 (4.42)

Note: a: Significant difference between 0° and 10° at $p < .05$

b: Significant difference between 0° and 20° at $p < .05$

c: Significant difference between 10° and 20° at $p < .05$

대퇴직근(RF), 내측광근(VM), 외측광근(VL), 대퇴이두근(BF), 전경골근(TA),내측비복근(GM), 외측비복근(GL), 척추기립근(ES).

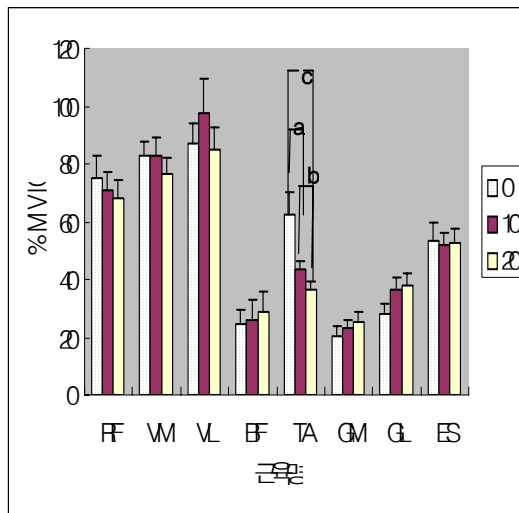


그림 2. 신전구간의 최대적분 근전도값 (%MVIC)

생하지 않았다.

척추 기립근의 경우 대퇴직근의 근육활동과 유사한 근전도치가 나타났으나 척추 기립근 역시 0°, 10°, 20°

표 2. 신전구간의 평균적분 근전도치

근육	신전 구간의 평균적분 근전도치((%MVIC)		
	0°	10°	20°
RF	12.01 (1.53)	11.43 (1.07)	11.10 (1.04)
VM	14.88 (1.34)	14.11 (1.22)	13.49 (1.31)
VL	15.94 (1.08)	15.99 (1.13)	15.31 (1.51)
BF	5.93 (0.74)	6.33 (0.9)	6.10 (0.84)
TA	5.90 (0.38)	5.04 (0.48)	4.86 (0.46)
GM	3.01 (0.46)	3.30 (0.52)	3.42 (0.52)
GL	4.47 (0.67)	5.15 (0.84)	5.04 (0.68)
ES	9.98 (0.99)	9.36 (0.92)	9.68 (0.99)

Note: a: Significant difference between 0° and 10° at $p < .05$

b: Significant difference between 0° and 20° at $p < .05$

c: Significant difference between 10° and 20° at $p < .05$

대퇴직근(RF), 내측광근(VM), 외측광근(VL), 대퇴이두근(BF), 전경골근(TA),내측비복근(GM), 외측비복근(GL), 척추기립근(ES).

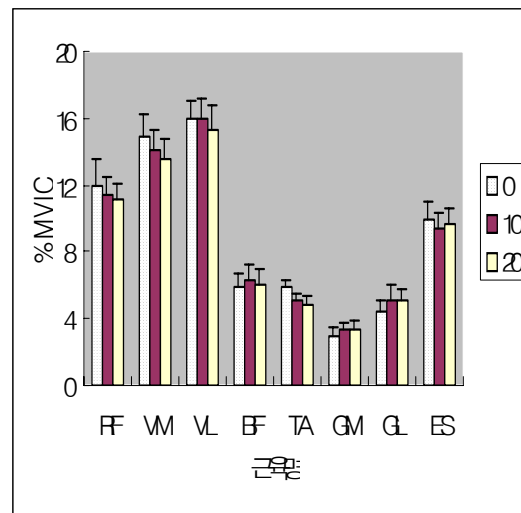


그림 1. 신전구간의 평균적분 근전도값 (%MVIC)

의 경사각에 유의한 차이가 나타나지 않았다.

<표 4>와 <그림 3>에서 나타난 바와 같이 스쿼트 운동 시 0°, 10°, 20°의 발뒤꿈치 보조물 경사각을 취하

표 4. 굴곡구간의 평균적분 근전도치

굴곡 구간의 평균적분 근전도치((%MVIC)			
근육	0°	10°	20°
RF	13.71 (1.66)	12.23 (1.28)	13.88 (1.82)
VM	20.39 (1.23)	18.07 (1.15)	20.17 (1.49)
VL	22.87 (2.2)	20.5 (2.03)	22.1 (2.3)
BF	4.62 (0.64)	4.55 (0.71)	4.78 (0.73)
TA	4.42 (0.41)	3.97 (0.41)	4.58 (0.55)
GM	2.95 (0.33)	2.88 (0.33)	3.13 (0.35)
GL	5.01 (0.78)	4.77 (0.78)	5.73 (0.98)
ES	11.66 (1.6)	11.36 (1.6)	12.0 (1.56)

Note: a: Significant difference between 0° and 10° at p < .05
 b: Significant difference between 0° and 20° at p < .05
 c: Significant difference between 10° and 20° at p < .05

대퇴직근(RF), 내측광근(VM), 외측광근(VL), 대퇴이두근(BF), 전경골근(TA), 내측비복근(GM), 외측비복근(GL), 척추기립근(ES).

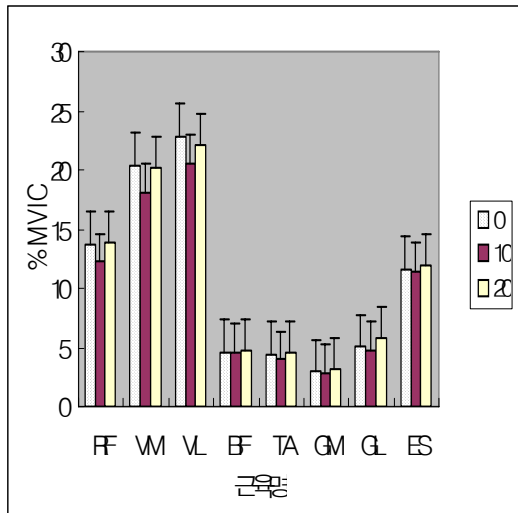


그림 3. 굴곡구간의 평균적분 근전도값 (%MVIC)

였을 때, 하지근의 굴곡구간 평균적분 근전도치를 살펴 보면 대퇴사두근인 대퇴직근, 내측·외측광근의 근육 활동이 다른 하지근육 활동에 비하여 높게 나타났으며

표 5. 굴곡구간의 최대적분 근전도치

굴곡 구간의 최대적분 근전도치((%MVIC)			
근육	0°	10°	20°
RF	87.91 (8.64)	73.45 (5.2)	74.59 (6.37)
VM	101.3 (4.23)	96.23 (6.74)	106.06 (9.36)
VL	119.64 (11.16)	106.23 (12.48)	121.83 (16.8)
BF	31.8 (5.63)	41.82 (9.28)	34.91 (5.89)
TA	46.6 (5.93)	41.91 (4.29)	42.85 (4.11)
GM	19.33 (2.82)	18.18 (2.6)	22.57 (2.08)
GL	29.16 (4.23)	29.35 (3.3)	37.31 (6.38)
ES	63.93 (9.03)	62.91 (6.82)	65.2 (9.43)

Note: a: Significant difference between 0° and 10° at p < .05
 b: Significant difference between 0° and 20° at p < .05
 c: Significant difference between 10° and 20° at p < .05

대퇴직근(RF), 내측광근(VM), 외측광근(VL), 대퇴이두근(BF), 전경골근(TA), 내측비복근(GM), 외측비복근(GL), 척추기립근(ES).

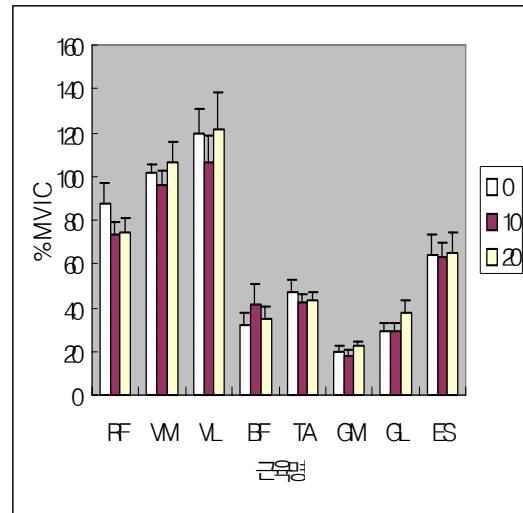


그림 4. 굴곡구간의 최대적분 근전도값 (%MVIC)

0°, 10°, 20°의 발뒤꿈치 보조물 경사각 시 다른 경사각에 비해 10°에서 가장 낮은 근육활동을 보였다. 또한 대퇴사두근의 외측광근에서 0°, 10°, 20°에서 가장 높은

근육활동이 발생하였으며, 이외에 대퇴이두근, 전경골근, 내·외측비복근은 근육활동이 유사하게 나타났으며, 척추기립근은 다소 조금 높은 근육활동을 보였으나 굴곡구간 평균적분 근전도치에서 통계적 유의치는 나타나지 않았다.

<표 5>와 <그림 4>에서 나타난 바와 같이 굴곡구간에서의 최대적분 근전도값에서는 대퇴사두근인 대퇴직근, 내·외측광근의 근육활동이 높았으며, 특히 외측광근의 근육활동이 가장 높은 근전도치를 보였다. 또한 대퇴사두근에서 발뒤꿈치 보조물 경사각의 10°에서 가장 낮은 근육활동을 보였으며, 그밖에 외측비복근이 가장 낮게 근육활동을 하였다.

일반적으로 굴곡 시 대퇴사두근인 외측광근의 근전도치가 가장 높았고, 그밖에 척추기립근의 근전도치가 두 번째로 높게 나타났으며, 그 외에 대퇴이두근, 전경골근, 내·외측비복근에서는 다소 낮았으며 최대적분 근전도값은 통계적으로 유의한 차가 발생하지 않았다. 발뒤꿈치 보조물 경사각에 따른 신전구간의 근육활동은 0°, 10°, 20°에서의 평균적분 근전도치와 최대적분 근전도치가 유사한 형태로 나타났다. 대퇴직근, 내측광근, 외측광근의 근육활동이 다른 하지근육 활동에 비하여 높게 나타났다. 이는 스쿼트 운동 시 상체의 자세가 안정된 피험자의 경우 대퇴사두근의 수축을 통해 바벨을 들어올리며, 따라서 대퇴사두근의 근육 활동이 높게 나타난 것으로 사료되어진다. 신전 시 바벨을 어깨에 고정 시킨 후 순간적으로 들어 올려야 하며 대퇴사두근의 순간적인 힘의 발현이 요구되어진다. 또한 대퇴사두근의 활동 증가는 관절의 안정성을 증가시키기 위한 것으로 판단되어진다.

전경골근에서는 0°, 10°, 20°의 발뒤꿈치 보조물의 경사각 중 0°에서 가장 높은 근육활동을 보였으며, 10°와 20°의 경사각에 비해 0°의 경사각을 사용할 시 통계적으로 유의하게 높은 근전도치가 나타났다. 또한 10°의 경사각 사용 시 보다 20°의 경사각 사용 시 유의하게 높은 전경골근의 근육활동이 나타났다.

스쿼트 동작 수행 시 무릎이 앞으로 밀려나오지 않는 것은 매우 중요하다. 정상적인 스쿼트 동작에서 무릎이 앞으로 나오는 정도는 자신의 발앞꿈치와 거의 일치하는 정도이다. 무릎이 과도하게 전방으로 튀어나

오게 되면 발목관절의 배측 굴곡각이 줄어들게 되어 스쿼트 동작 시 전경골근의 활동이 증가하게 될 것이다. 이러한 관점에서 스쿼트 동작 시 0°의 발뒤꿈치 보조물 경사각에서 전경골근의 활동이 유의하게 증가하는 사실이 설명되어질 수 있을 것이라 사료되어진다. 또한 전경골근에서 발뒤꿈치 보조물 경사각이 0°와 10°에서 차이와 10°와 20°사이의 근전도치를 비교하였을 때, 0°와 10°의 경사각이 10°와 20°의 경사각 보다 근전도 수치상으로 약 3배정도 높게 나타남이 밝혀졌다. 이는 스쿼트 운동 시 지면이 수평인 상태에서 즉, 발뒤꿈치 보조물의 경사각이 0°인 상태에서 신전동작을 취하였을 경우 전경골근에 가장 많은 근육활동이 일어난다는 것을 알 수 있다. 이는 0°의 보조물 경사각에서는 상체의 앞, 뒤 중심이동을 방지하고 상체의 균형을 잡기 위해 상대적으로 전경골근의 근육활동이 가장 높게 나타났으리라 판단되어지며, 그 외 경사각이 커질수록 전경골근의 근육활동이 점차 줄어드는 이유는 스쿼트 운동 자세와 균형을 유지하기 위한 전경골근의 근육활동이 발뒤꿈치 보조물로 인해 발목 관절각의 저측굴곡이 발생하게 되며 이로 인해 전경골근에서 발현되어지는 근육활동은 상대적으로 줄어드는 것으로 판단되어진다.

비복근의 경우 보조물 경사각이 증가할수록 근육활동이 점차적으로 높게 나타났다. 이는 내림 경사대에서 스쿼트 운동은 비복근과 대둔근의 영향을 최소화 하며, 이에 반해 대퇴사두근에는 많은 부하를 줄 수 있으며, 25°에서 30° 내림경사대 스쿼트 운동에서 비복근의 영향을 최소화 시킬 수 있었다고 보고한 Cook, Khan과 Kiss (2001)의 연구결과와는 상반되어진다. 보조물 경사각이 수평일 경우 발목관절의 배측굴곡이 현저하게 줄어들고 이와 반대로 보조물 경사각이 증가하게 되면 발목관절의 배측굴곡이 나타나게 되어 발목 관절의 안정성과 무게 중심의 균형성을 높이기 위해 상대적으로 비복근의 근 수축이 증가되었을 것으로 판단되어진다.

평지에서 스쿼트 신전 운동을 실시할 경우 (발뒤꿈치 보조물 경사각이 0°일 때) 대퇴사두근의 수축을 통해 신전 동작이 발생되어지지만 발뒤꿈치 보조물 경사각을 사용하게 되면 대퇴사두근의 근육활동 뿐만 아니라 비복근의 근육활동이 증가되어진다. 따라서 비복근의 활동 증가는 슬관절 신전의 주동근인 대퇴사두근의

근육활동을 감소시킬 수 있을 것으로 사료되어진다. 발뒤꿈치 보조물 경사각을 사용하게 되면 무게중심을 위로 들어올리기 위해 슬관절 신전 동작과 발목관절 저축 굴곡을 동시에 사용하게 되며, 비복근의 근활동을 통해 부수적인 수축력을 발생시켜 대퇴사두근에 발생되는 피로의 정도를 줄여 스쿼트 동작이 원활하게 이루어질 수 있게 할 수 있을 것이다. 이러한 이유로 인하여 사람들이 스쿼트 운동 시 발뒤꿈치 보조물 경사각을 선호하는 것으로 사료되어진다.

신전 시 척추기립근의 경우 대퇴사두근 다음으로 높은 근육활동을 나타냈다. 이것은 스쿼트 운동 시 무거운 바벨을 어깨에 고정된 상태에서 바벨 부하에 의해 발생되어지는 회전력을 줄이기 위해 체간을 수직으로 세우기 위해 척추기립근의 활동이 증가되어진 것으로 사료되어진다. 이러한 이유에서 허리벨트 착용은 요추의 안정성을 증가시켜 부상 방지에 많은 도움이 될 것이라 사료되어진다.

0°, 10°, 20°의 발뒤꿈치 보조물 경사각을 취한 뒤 스쿼트 운동 굴곡 동작 시 대퇴직근, 내측광근, 외측광근의 근육활동이 다른 하지근육 활동에 비하여 현저하게 높게 나타났다. 이는 30°전방 경사면 위에서의 스쿼트 운동은 비복근의 영향을 최소화함으로써 지면에서 보다 내측광근의 활성화를 위해 더 효과적이라고 하였으며, 경사면 위에서 스쿼트 운동은 체간을 수직으로 세우는데 용이하며, 엉덩 근육에 영향을 최소화 할 수 있기 때문에 높은 근육활동을 유발한다고 보고한 유원규(2004)와 유원규, 이충희, 이현주(2004)의 연구 결과와는 일치하지 않는다. 0°, 10°, 20°의 발뒤꿈치 보조물 경사각을 사용할 시 하지근의 근육활동을 비교하였을 때, 굴곡구간에서는 비복근과 대퇴사두근과의 관계는 크지 않는 것으로 나타났다.

굴곡 동작 시 대퇴사두근의 근육활동의 증가는 바벨과 체중이 아래 방향으로 향하는 중력의 작용을 억제하고 신체의 균형을 유지하기 위해 대퇴사두근의 길항적인 수축이 지속적으로 발생하는 것으로 사료되어진다. 또한 이것은 슬관절의 다양한 각도에서 등척성 수축을 시행한 다음 근전도를 측정된 결과 무릎 굴곡각이 90°일때, 가장 높은 근육활동이 나타난다고 보고한 Pocock (1963)와 Cannell 등 (2001)의 연구결과를 지지

하는 것으로 스쿼트 굴곡 동작이 대퇴사두근의 근력 증강에 직접적으로 도움이 된다는 것을 증명하여 준다. 또한 대퇴사두근의 외측광근에서 0°, 10°, 20°에서 가장 높은 근육활동이 발생하였으며, 이외에 대퇴이두근, 전경골근, 내측비복근, 외측비복근은 근육활동이 유사하게 나타났으며, 척추기립근은 다소 높은 근육활동을 보였으나 굴곡구간 평균적분 근전도치에서 통계적 유의차는 나타나지 않았다.

굴곡구간에서 척추기립근의 경우 대퇴사두근 다음으로 근육활동이 높게 나타났으며, 이러한 이유는 스쿼트 운동 시 무거운 중량에서 오는 부하를 지탱하기 위하여 체간을 수직으로 세워야 하는 스쿼트 운동 자세를 비추어 볼 때 상대적으로 척추기립근에 발현되어지는 근육활동양이 증가된 것으로 판단되어진다.

그 외 대퇴이두근과 전경골근, 내측비복근, 외측비복근의 경우는 상대적으로 근육활동이 낮게 나타난 이유는 스쿼트 운동 시 굴곡구간에서는 무거운 중량의 부하와 슬관절의 가동범위가 제한되고 굴곡구간 시 신전 구간과는 달리 상체의 자세와 균형유지가 용이하기 때문에 대퇴이두근, 전경골근, 내측비복근, 외측비복근의 근육활동이 상대적으로 약하게 나타난 것으로 사료되어지며, 굴곡구간에서는 발뒤꿈치의 보조물 경사각에 따른 변화는 크게 나타나지 않았다. 이는 일반사람을 대상으로 스쿼트 운동을 실시하였을 경우 보조물 경사각의 영향으로 근육활동의 변화를 예상되나 실험에 참가한 피험자의 경우 스쿼트 운동의 경험이 많은 엘리트 선수들이 실험에 참가하였으므로 상대적으로 스쿼트 운동에 대한 적응과 선수 개인의 스쿼트 운동 스타일로 인해 근육활동이 크게 나타나지 않은 것으로 판단되어진다.

IV. 결론 및 제언

본 연구의 결과 신전과 굴곡구간에서 스쿼트 운동 시 주동근이 되는 대퇴직근, 내측광근, 외측광근의 근육활동이 다른 근육에 비해 현저하게 높게 나타났으며, 상체의 자세와 균형유지에 직접적으로 관련이 있는 척

추기립근의 근육활동 역시 높게 나타났다. 전경골근의 경우 신전구간에서 모든 발뒤꿈치 보조물 경사각에 따라 근육활동의 변화가 나타났으며, 통계적으로도 0°와 10°, 0°와 20°, 10°와 20°의 모든 경사각에서 높은 유의한 차이가 나타났다. 그 반대로 굴곡구간에서 전경골근의 근육활동은 보조물 경사각의 변화 시 유사한 근육활동을 보였다.

본 연구의 결과를 종합해 보면 스쿼트 운동 시 주동근이 되는 대퇴사두근의 근육활동이 가장 활발하게 나타났으며, 측정하고자 하는 모든 근육활동이 발뒤꿈치 보조물 경사각의 높이와 밀접하게 관련되어 있음이 밝혀졌다. 또한 발뒤꿈치 보조물 경사각이 전경골근과 내측비복근, 외측비복근의 근육 활동에도 직접적인 관련이 있는 것으로 판단되어진다.

스쿼트 운동 시 발뒤꿈치 보조물 경사각이 하지근육 강화와 안정성에 직접적으로 영향을 미치므로 일반사람들의 하지근력강화 운동과 엘리트 선수들의 경기력 향상에 긍정적인 영향을 미칠 것으로 사료되어지며, 나아가 스쿼트 운동을 통해 하지 장애 환자들의 재활치료에도 효과가 있을 것으로 판단되어진다.

차후 스쿼트 운동 시 발뒤꿈치 경사각 보조물에 대한 의미 있는 결과를 도출하기 위해 운동학적, 운동역학적 연구가 더욱 필요하며, 차후 지면반력 분석과 동작분석 연구가 필요할 것으로 사료되어진다. 또한 스쿼트 운동에 있어 좀 더 다양한 발뒤꿈치 보조물 경사각을 설정하여 추가 연구가 이루어져야 되며, 더욱 세밀하고 다양한 발뒤꿈치 보조물의 경사각으로 스쿼트 동작을 조사할 수 있는 기자재 개발이 필요할 것이다. 그 밖에 스쿼트 운동 시 발뒤꿈치 보조물을 던고 운동하는 선수들이 효율적으로 각자에게 맞는 방법과 체중에 따른 보조물의 경사각의 적정 경사각에 관한 연구가 필요하다고 사료되어진다.

참 고 문 헌

김선연(1997). 씨킷 웨이트 트레이닝과 에어로빅 트레이닝이 체력 및 대사에 미치는 영향. 미간행 석

사학위 논문. 이화여자대학교 대학원.

유원규(2004). 내립 경사대에서 한 다리 스쿼트 운동 시 경사면과 자세 변화에 따른 무릎 주변 근의 활성화도. 미간행 석사학위 논문, 연세대학교 대학원.

유원규, 이충희, 이현주(2004). 정적인 스쿼트 운동 시 복합적인 하지의 자세가 가쪽 넓은 근과 안쪽 밧 넓은 근의 활성화도에 미치는 영향. **한국전문물리치료학회지**, 11(3), 1-9.

Basmajian, J. V., & DeLuca, C. J. (1985). *Muscles alive*. Williams and Wilkins.

Cannell, L. J., Taunton, J. E., Clement, D. B., Smith C., & Khan K. M. (2001). A randomised clinical trial of the efficacy of drop squat or leg extension/leg curl exercises to treat clinically diagnosed jumpers knee in athletes. *American Orthopaedic Society Medicine*, 35, 60-64.

Cook, J. L., Khan, K. M., & Kiss, Z. S. (2001). Reproducibility and clinical utility of tendinopathy in young basketball players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 35, 65-69.

Kraemer, W. J. & Fry, A. C. (1995). *Strength testing: Development and evaluation of methodology*. In P.J. Mud and C. Foster(eds.), *Physiological Assessment of Human Fitness*, 115-138. Champaign, IL: Human Kinetics.

Pocock, G.(1963). Electromyographic study of the quadriceps during resistance exercise. *American Physical Therapy Association Journal*, 43, 427-434.

투 고 일 : 4월 30일

심 사 일 : 5월 14일

심사완료일 : 5월 31일