KJSB Korean Journal of Sport Biomechanics 2019; 29(3): 185-196
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2019.29.3.185
http://e-kjsb.org eISSN 2093-9752

ORIGINAL

Biomechanical Analysis on Change of Toe-out Angle in Squat

스쿼트 시 Toe-out 각도 변화에 따른 운동역학적 변인 분석

Hyeong Kyeong Song[1], Jae Moo So[2]

[1]Department of Physical Education, Graduate School of Konkuk University, Seoul, South Korea
[2]Department of Physical Education, College of Education, Konkuk University, Seoul, South Korea

Received : 18 June 2019
Revised : 17 July 2019
Accepted : 17 July 2019

Corresponding Author
Jae Moo So
Department of Physical Education, College of Education, Konkuk University, 120, Neungdong-ro, Gwangjin-gu, Seoul, 05029, South Korea
Tel : +82-10-3202-3828
Fax : +82-2-453-6326
Email : human@konkuk.ac.kr

Objective: The aim of this study was to suggest correct and effective way of squat through biomechanical analysis variables on the change of the toe-out angle.

Method: 7 high school male weightlifter (age: 17.57±0.53 yrs, height: 174.0±3.93 cm, weight: 81.0±9.17 kg, 1RM: 164.29±20.7 kg) participated in this study.

Results: Angle of the hip joint at E2 was smaller than toe-out angle was in 20° than in 0° (p<.05). Angular velocity of the foot joint at E1 and E3 was quicker that in 10° than in 30° (p<.05). Anterior-posterior stability index was greater that toe-out angle was in 30° than in 0° (p<.05). In average iEMG of flexion phase, VM of right, left leg showed high activity at toe-out angle 30°. In average iEMG of flexion phase, extension phase and in peak iEMG, RF of right leg, VM and VL of left leg showed high activity at all of the toe-out angles. In average iEMG of flexion phase, extension phase and in peak iEMG, all of the muscles activity of right leg showed high in 10° and low in 0°, 30°.

Conclusion: It is judged that setting the toe-out angle 10° in squat help to efficiently use muscles and ensure stability.

Keywords: Squat, Toe-out, Angle, Stability index, EMG

INTRODUCTION

대다수의 현대인들은 일상생활 속에서 자신의 건강에 대한 욕구충족과 운동량 부족을 해결하기 위해 가까운 피트니스센터를 찾는다. 피트니스센터에서 쉽게 접할 수 있는 운동방법 중 하나는 웨이트 트레이닝이며 Statistics Korea (2017)에서 보고된 「국민생활체육활동 참여 실태 조사」에 따르면 체육활동을 하는 사람들이 가장 많이 참여하는 종목으로 걷기 31.8%, 등산 17%, 보디빌딩(헬스) 14.7%로 나타나 웨이트 트레이닝에 대한 참여율이 높다는 것을 알 수 있다.

웨이트 트레이닝은 상체 운동과 하체 운동으로 나뉘는데 이 중 하체 운동으로 단련되는 하지근은 신체활동을 하거나 신체를 바로 서 있게 하는 데에 매우 중요한 역할을 하며 일상생활에서 가장 많이 사용되어지고 있다. 이러한 하지근을 발달시키기 위한 운동에는 여러가지가 있으며 그중 가장 대표적인 운동으로는 스쿼트를 들 수 있다(Chae, Jeong & Jang, 2007).

스쿼트에 사용되는 주요 근육들은 걷기, 달리기, 점프, 들어올리기 동작에 있어 중요한 근육들이기 때문에 운동선수들의 운동수행능력, 기록의 향상과 부상을 방지하며 일반인들에게 일상생활에서의 기능향상과 기초체력을 제공하는 효과가 있다(Park, 2011). 이러한 장점을 가진 스쿼트 동작은 운동 자세가 어렵고 무거운 중량을 지탱해야 하는 운동방법이기 때문에 불안정하거나 잘못된 자세로 운동을 수행할 경우 상해를 입을 확률이 크다. 특히 일반인이 전문 지도자 없이 잘못된 자세 또는 능력 밖의 과부하로 스쿼트를 수행할 경우 상해를 입을 우려가 크다. 따라서 스쿼트 동작을 수행할 때는 정확한 자세를

Copyright © 2019 Korean Journal of Sport Biomechanics
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/) which permits unrestricted noncommercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

인지하고 수행하는 것이 중요하다(Yoon et al., 2018).

스쿼트가 가지는 이러한 특성으로 많은 학자들은 스쿼트 동작에 대한 운동학적, 운동역학적 변인을 살펴보는 시도를 하였다(Donnelly, Berg & Fiske, 2006; Flanagan, Salem & Wang, 2003; Fry, 1993; Lorenzetti et al., 2018; Cook, Khan & Purdam, 2001; Kim & Phuong; 2010; Park, 2011; Choi, 2018; Son, 2007). 운동학적 변인에 관한 선행연구인 Park (2011)의 연구에서는 숙련자와 비숙련자를 비교분석한 결과, 엉덩관절 굴곡 각도가 비숙련자그룹보다 크게 나온 숙련자그룹이 시상면에서 발목관절 굴곡 각도는 비숙련자그룹보다 작게 나타났는데 이는 숙련자그룹이 엉덩관절을 구부리면서 무릎이 전방으로 향하는 것이 감소되어 발목관절의 사용이 작게 나타났기 때문이라고 하였다. Lee et al. (2011)은 스미스 머신을 이용한 스쿼트 운동 시 중량 부하에 따른 지면반력의 변화 양상에 대하여 연구하였는데 연구결과, 수직 지면반력은 부하 증가에 따라 증가하는 양상을 보였지만 전후 지면반력은 영향을 받지 않는 것으로 나타났다고 하였다. 그 이유는 스미스 머신을 이용한 스쿼트 동작은 스쿼트 자세의 안정성을 가져와 부하 증가에 따른 전후 지면반력의 변화가 없다고 설명하였다. 근전도 변인에 관한 선행연구에서 Yoo, Lee & Lee (2004)는 기본 자세에 고관절 내전과 toe-out을 더한 복합적인 스쿼트 동작은 toe-out한 발이 고관절 내전에 저항을 주어 고관절 내전근이 더욱 활성화되었다고 하였으며 Jun (2018)은 스쿼트에서 무릎을 굴곡하였다가 신전하여 일어날 때 발끝 각도에 따라 우측 내측광근, 외측광근, 전경골근이 대퇴직근보다 높은 활성도를 보였고 이를 통해 올바른 스쿼트 동작에 도움이 되는 다양한 발끝 각도가 있다고 하였다.

스쿼트 동작 시 하지관절, 하지근육에 미치는 영향에 대한 다양한 연구가 이루어지고 있지만 toe-out 각도가 주는 영향에 대한 자료가 부족한 실정이며 toe-out 각도에 대한 기존 연구들의 경우 toe-out 각도에 따른 동작분석, 지면반력 그리고 근전도를 연계하여 분석한 연구는 전무한 실정이다. 따라서 스쿼트 시 toe-out 각도에 따른 다양한 연구방법에 의한 변인분석에 연구의 필요성이 있으며 분석을 통하여 운동선수, 전문지도자뿐만 아니라 일반인들에게 스쿼트 시 적합한 toe-out 각도와 더불어 효과적인 스쿼트 자세를 제시하는데 연구의 목적이 있다.

METHODS

1. 연구대상

본 연구의 대상자는 남자 고등학생 역도선수 7명(연령: 17.57±0.53, 신장: 174.0±3.93 cm, 체중: 81.0±9.17 kg, 1RM: 164.29±20.7 kg)을 대상으로 선정하였다.

2. 실험방법

1) 자료수집

스쿼트 동작 시 연구대상자의 바벨 무게는 대상자의 1RM의 70%로 설정하였다. 양발의 넓이는 대상자의 Standard Stance로 설정하였으며 toe-out 각도는 Hyun et al. (2013)과 Na (2013)의 연구를 바탕으로 선행연구와 비교가 가능한 0˚와 20˚, 선행연구에서 연구되지 않은 10˚와 30˚를 추가하여 (Figure 1)과 같이 0˚, 10˚, 20˚, 30˚로 설정하였다.

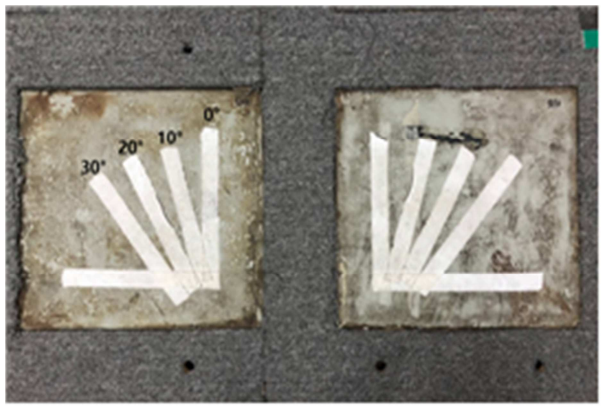

Figure 1. Toe-out angle

영상자료 수집 및 동작분석을 위해 Visol사의 Motion Master-100 적외선 카메라 6대를 프레임 속도 100 frames/s로 설정하여 설치하였다. 연구대상자는 실험 전 전신에 28개의 반사마커를 부착하였고 노이즈를 제거하고 오류를 최소화하여 양질의 근전도 자료를 얻기 위하여 오른다리와 왼다리의 체모를 제거한 후 알코올 솜을 이용하여 피부 표면을 청결히 한 후 (Figure 2)와 같이 대퇴직근(Rectus femoris: RF), 내측광근(Vastus medialis: VM), 외측광근(Vastus lateralis: VL), 척추기립근(Erector spinae: ES)에 표면전극을 부착하였다. 대퇴직근과 내측광근, 외측광근, 중간광근을 포함한 대퇴사두근은 스쿼트 운동 시 무릎의 움직임을 발생시키는 주요 근육으로 스쿼트 운동의 주동근이다(Chae et al., 2007). 반면에 비복근과 가자미근 등과 같은 하퇴근은 경골이 전방으로 향하는 것을 막아주지만 고중량으로 스쿼트 운동을 할 때 그 효과를 알 수 있으며(Park, Lee, Lee & Park, 2016) 발목 유연성에 따라 근육의 사용 유무와 정도가 달라지기 때문에 불안정한 요소라고 판단하여 표면전극을 부착하지 않았다. 신체에 반사마커와 표면전극 부착 후 지면에 묻은 초당 2,000 Hz의 AMTI사의 지면반력기 2대 위에서 각 각도별 3회 연속으로 스쿼트 동작을 실시하였으며 Noraxon

사의 Telemyo DTS와 듀얼전극 사용하여 근활성도를 측정하였다. 3회 연속 동작 후에는 연구대상자의 근 피로를 최소화하기 위해 2분 간 휴식을 취하도록 하였다.

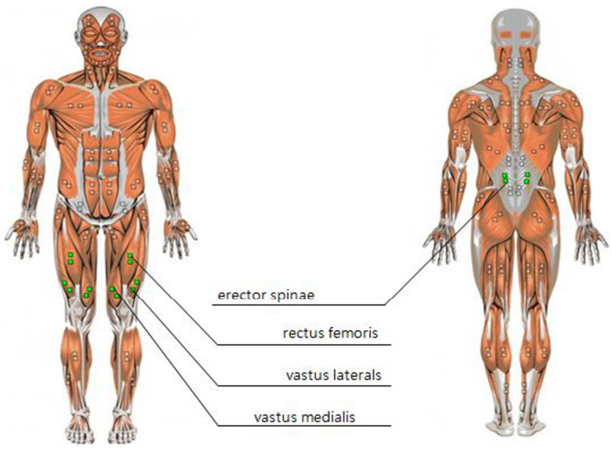

Figure 2. Surface electrode

2) 자료분석

(1) 동작분석

이 실험에서는 촬영범위 내에 설치된 동조용 타이머를 이용하여 신호를 줌으로써 6대의 적외선 카메라로 촬영한 각 영상을 동조화 하였고 동작분석 소프트웨어인 Kwon 3D XP (Visol Inc, Korea) 프로그램을 이용하여 적외선 카메라를 통해 촬영한 영상에 나타난 통제점 및 신체 관절점의 좌표 값을 디지타이징하여 분석하였다. 3차원 좌표 계산은 Abdel-Aziz와 Karara (1971)의 DLT 방법(Direct Linear Transformation method)을 사용하였으며 다양한 원인에 의해 발생하는 노이즈를 제거하기 위해 저역 통과 필터(lowpass filter)방법(Walton, 1981)을 이용하여 6 Hz로 평활화(Smoothing)한 후 좌표 값을 계산하였다.

① 각도 변인 산출

각도의 정의는 (Figure 3)과 같다.

각을 이루는 두 벡터를 $\vec{A}(A_X, A_Y, A_Z)$, $\vec{B}(B_X, B_Y, B_Z)$라고 할 때, 두 벡터가 이루는 각 θ는 A, B 두 벡터의 내적(dot product)으로 구한다.

$$\theta = arcoos\frac{A_XB_X + A_YB_Y + A_ZB_Z}{\sqrt{{A_X}^2 + {A_Y}^2 + {A_Z}^2}\sqrt{{B_X}^2 + {B_Y}^2 + {B_Z}^2}}$$

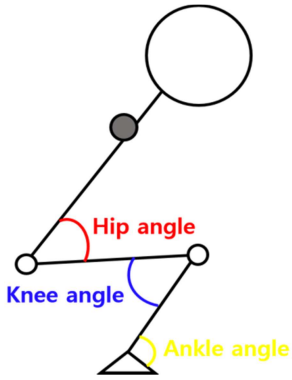

Figure 3. Angle definition

② 각속도 변인 산출

가속도 변인 산출방법은 분절 벡터(S)와 1차 미분 벡터(V)를 이용한다. V는 분절 종축에 대해 직각이 아니므로 두 벡터와 같은 평면에 있는 분절 벡터에 직각인 V'를 정의한다. 횡축에 대한 각속도(ω_t)의 단위 벡터 $\hat{\omega}$은

$\hat{\omega} = (S \times V)/|S \times V|$ 이며 $S \times V = |S \times V'| = |S| \cdot |V| \cdot \hat{\omega}$, $\left|V'\right| = |\omega_t \times S| = |\omega_t| \cdot |S|$ 이므로 $S \times V = |S| \cdot |S| \cdot |\omega_t| \cdot \hat{\omega}$ 이 된다. 따라서 $\omega_t = |\omega_t| \cdot \hat{\omega}$이므로 $\omega_t = (S \times V)/|S|^2$이다.

종축에 대한 각속도 각속도(ω_l)는 위의 식을 이용해 계산된 각속도를 종축 벡터에 투영시켜 구한다.

(2) 지면반력 분석

2대의 지면반력기를 이용하여 수집한 지면반력 데이터는 Visol사의 A/D 변환기를 통하여 디지털 정보로 변환한 후 전후방향(anterior-posterior)을 X로, 좌우방향(medial-lateral)을 Y로, 수직방향(vertical)을 Z로 설정하여 분석하였다.

① 전후 안정성지수 변인 산출

$$\mathrm{APSI} = \sqrt{\sum(0 - F_Y)^2/samples}$$

이 때 값이 증가할수록 안정성은 낮아지고 값이 낮아질수록 안정성은 증가됨을 의미한다.

(3) 근전도 분석

Telemyo DTS (Noraxon Inc.)를 통해 수집된 근전도 신호 데이터는 근전도 분석 프로그램인 MyoResearch master (Noraxon Inc.) 소프트웨어를 사용하여 분석하였다. 근전도 신호 데이터는 10~350 Hz의 대역 통과 필터(bandpass filter)로 필터링하고

데이터 값을 정류(full wave rectification)하였다. 그리고 실효평균값(RMS: root mean square)으로 평활화(smoothing)한 후 최대 수의적 등척성 수축에 대한 백분율(%MVIC: maximal voluntary isometric contraction)로 정규화(normalization)하여 평균 적분근전도 값과 최대 적분근전도 값을 계산하였다.

① 근전도 변인 산출

$$_{n}EMG = \frac{EMG_{raw}}{EMG_{max}} \times 100$$

$_{n}EMG$는 표준화된 적분근전도 값이고 EMG_{raw}는 필터링하고 정류한 운동 시 근전도 값이며 EMG_{max}는 최대 정적 수축 근전도 값이다.

3) Event 및 Phase 설정

Event 및 Phase는 (Figure 4)와 같다.

(1) Event

① Event 1 (E1)

동작 준비 자세에서 무릎 굴곡이 시작되는 순간

② Event 2 (E2)

무릎 각도가 최소가 되는 순간

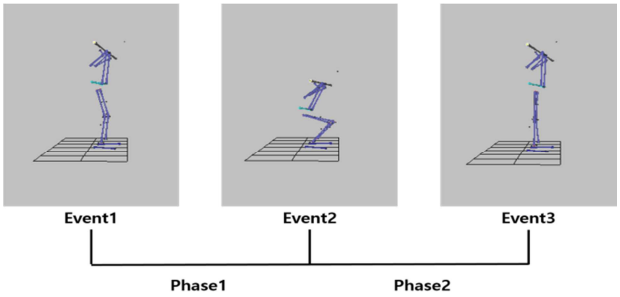

Figure 4. Event and Phase

③ Event 3 (E3)

무릎 각도가 최대가 되어 동작이 끝나는 순간

(2) Phase

① Phase 1(굴곡구간)

동작 준비 자세에서 무릎 굴곡이 시작되는 순간부터 무릎 각도가 최소가 되는 순간까지.

② Phase 2(신전구간)

무릎 각도가 최소가 되는 순간부터 최대가 되는 순간까지.

3. 통계처리

본 연구의 실험결과에 대한 처리는 SPSS Statistics 프로그램

Table 1. Angle of the joints (unit: deg)

	Event	0°	10°	20°	30°	*p*	Post-hoc
		M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD		
Hip joint	E1	122.6±11.2	124.8±18.0	120.9±10.5	123.4±10.7	.753	
	E2	84.4±25.0	64.8±10.7	63.8±10.9	65.5±9.8	.026*	a>c
	E3	125.0±10.4	126.9±16.0	121.6±10.5	120.7±8.6	.215	
Knee joint	E1	120.9±9.5	120.9±11.4	122.6±11.3	125.7±8.6	.445	
	E2	84.6±10.2	81.3±13.3	82.8±15.2	85.7±17.0	.587	
	E3	123.4±8.4	123.7±9.7	123.6±9.4	125.4±8.1	.894	
Foot joint	E1	108.2±10.2	108.0±9.4	107.7±9.9	107.8±5.3	.782	
	E2	79.2±9.0	76.0±8.1	76.3±8.1	75.4±5.1	.826	
	E3	107.9±10.5	108.5±10.2	107.3±10.2	102.4±7.6	.524	

*p<.05, **p<.01, ***p<.001
a: 0°, b: 10°, c: 20°, d: 30°

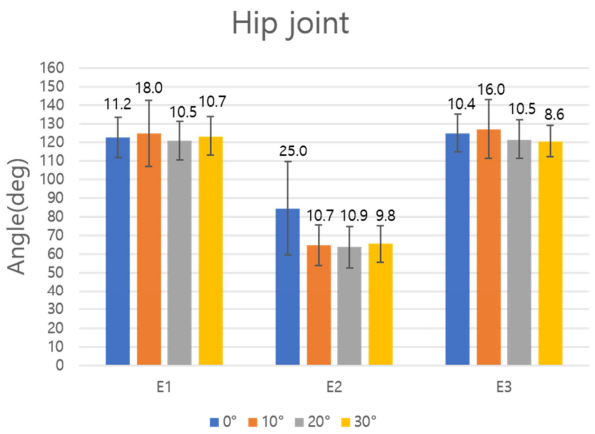

Figure 5. Angle of the hip joint

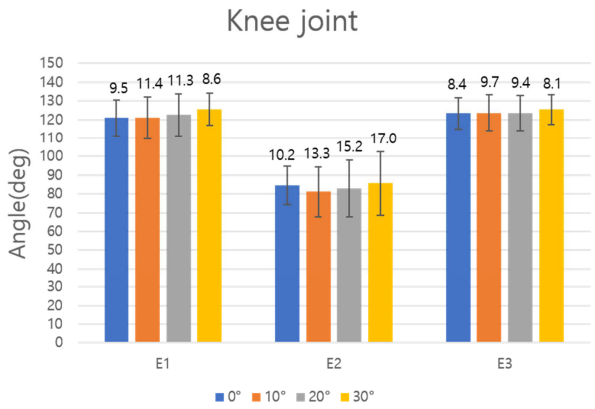

Figure 6. Angle of the knee joint

을 이용하였으며 일원분산분석(One-way ANOVA)을 실시하였다. 이때 유의한 차이가 나타났을 경우 Tukey 사후분석을 통하여 그 차이를 알아보았으며 유의수준은 0.05로 설정하였다.

RESULTS

본 연구에서는 스쿼트 시 toe-out 각도에 따른 운동학적, 지면반력, 근전도 변인들에 대하여 절대값의 평균값과 표준편차를 제시하였다.

1. 운동학적 변인

1) 각도 변인

스쿼트 시 Event별, toe-out 각도별 연구대상의 고관절, 슬관절, 족관절의 각도는 (Table 1, Figure 5, Figure 6, Figure 7)과 같다. E2의 고관절 각도에서 toe-out 각도 간 유의미한 차이를 보였으며(p<.05) 사후분석 결과, toe-out 각도가 0°일 때보다 20°일 때 더 작은 고관절 각도를 보였다.

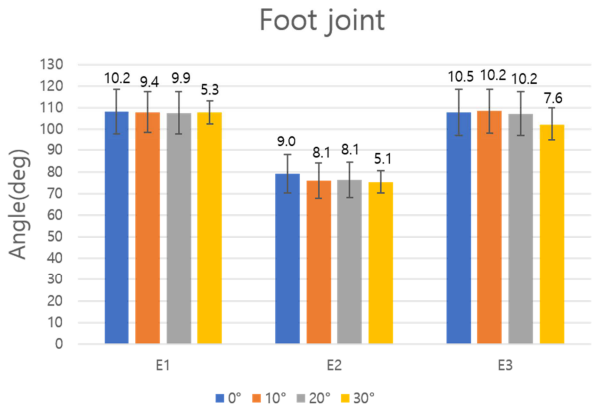

Figure 7. Angle of the foot joint

2) 족관절 각속도

스쿼트 시 Event별, toe-out 각도별 연구대상의 족관절 각속도는 (Table 2, Figure 8)과 같다. E1과 E3에서 toe-out 각도 간 유의미한 차이를 보였으며(p<.05) 사후분석 결과, toe-out 각도가 30°일 때보다 10°일 때 더 빠른 족관절 각속도를 보였다.

Table 2. Angular velocity of the foot joint (unit: deg/s)

Event	0°	10°	20°	30°	p	Post-hoc
	M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD		
E1	45.8±12.2	54.5±18.4	54.6±13.0	16.9±13.9	.013*	b>d
E2	42.1±10.3	50.2±15.2	49.3±14.6	42.9±11.7	.192	
E3	49.9±14.9	56.0±17.1	49.9±13.2	23.4±16.8	.047*	b>d

*p<.05, **p<.01, ***p<.001
a: 0°, b: 10°, c: 20°, d: 30°

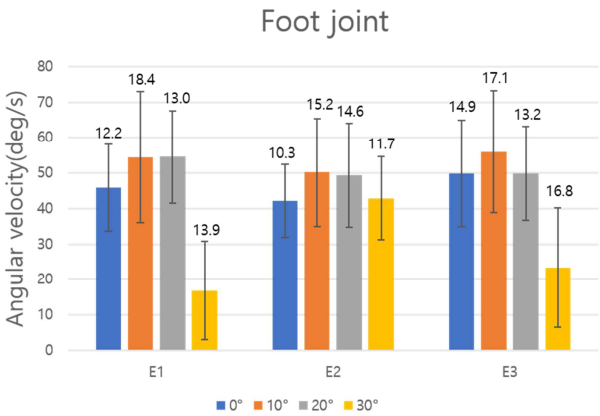

Figure 8. Angular velocity of the foot

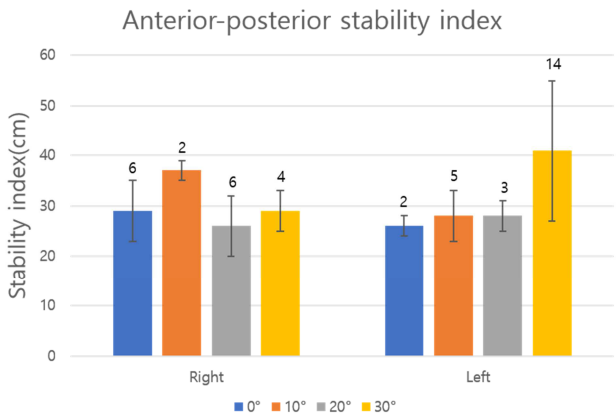

Figure 9. Anterior-posterior stability index

Table 3. Anterior-posterior stability index (unit: cm)

	0°	10°	20°	30°	p	Post-hoc
	M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD		
Right	29±6	37±2	26±6	29±4	.636	
Left	26±2	28±5	28±3	41±14	.026*	a<d

*p<.05, **p<.01, ***p<.001
a: 0°, b: 10°, c: 20°, d: 30°

2. 지면반력 변인

1) 전후 안정성지수

스쿼트 시 toe-out 각도별 전후 안정성지수를 살펴보면 (Table 3, Figure 9)와 같다. 왼다리에서 toe-out 각도 간 유의미한 차이를 보였으며(p<.05) 사후분석 결과 0°일 때보다 30°일 때 전후 안정성지수가 더 크게 나타났다.

3. 근전도 변인

1) 굴곡구간 평균 적분근전도

스쿼트 시 toe-out 각도별 굴곡구간 평균 적분근전도를 살펴보면 (Table 4, Figure 10)과 같다. 오른다리는 모든 toe-out 각도에서 대퇴직근의 평균 적분근전도가 높게 나타나고 모든 근육의 평균 적분근전도가 10°에서 높게, 30°에서 낮게 나타났지만 유의미한 차이는 없었다. 왼다리에서는 모든 toe-out 각도에서 내측광근의 평균 적분근전도가 높게 나타나고 모든 근육의 평균 적분근전도가 20°에서 낮게 나타났지만 유의미한 차이는 없었다.

2) 신전구간 평균 적분근전도

스쿼트 시 toe-out 각도별 신전구간 평균 적분근전도를 살펴보면 (Table 5, Figure 11)과 같다. 오른다리는 모든 toe-out 각도에서 대퇴직근의 평균 적분근전도가 가장 크게 나타나고 모든 근육의 평균 적분근전도가 10°에서 높게, 0°에서 낮게 나타났지만 유의미한 차이는 없었다. 왼다리에서는 모든 toe-out 각도에서 내측광근의 평균 적분근전도가 높게 나타나고 모든 근육의 평균 적분근전도가 10°에서 높게, 0°에서 낮게 나타났지만 유의미한 차이는 없었다.

3) 최대 적분근전도

스쿼트 시 toe-out 각도별 최대 적분근전도를 살펴보면 (Table 6, Figure 12)와 같다. 오른다리는 모든 toe-out 각도에서 대퇴직근의 최대 적분근전도가 높게 나타나고 모든 근육의 최대 적분 근전도가 10°에서 높게, 30°에서 낮게 나타났지만 유의미한 차이는 없었다. 왼다리에서는 모든 toe-out 각도에서 외측광근의 최대 적분근전도가 높게 나타났지만 유의미한 차이는 없었다.

Table 4. Average EMG of flexion phase (unit: %MVIC)

		0°	10°	20°	30°	*p*	Post-hoc
		M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD		
Right	RF	57.6±25.5	64.6±29.7	49.5±15.3	44.1±14.5	.416	
	VM	48.5±10.5	51.0±9.7	47.5±5.3	45.2±7.0	.963	
	VL	45.7±8.7	48.9±12.6	43.6±4.7	41.5±5.7	.834	
	ES	42.5±15.8	47.9±21.2	39.0±15.2	37.2±12.5	.720	
Left	RF	33.6±29.1	34.6±20.6	26.3±13.5	23.2±8.9	.742	
	VM	57.4±9.6	58.6±7.5	55.6±12.9	58.0±8.8	.949	
	VL	56.9±12.9	55.5±10.7	51.8±3.7	54.8±10.0	.413	
	ES	37.4±17.1	35.2±15.2	25.2±18.5	48.9±22.8	.332	

*$p<.05$, **$p<.01$, ***$p<.001$
RF: Rectus femoris, VM: Vastus medialis, VL: Vastus lateralis, ES: Erector spinae
a: 0°, b: 10°, c: 20°, d: 30°

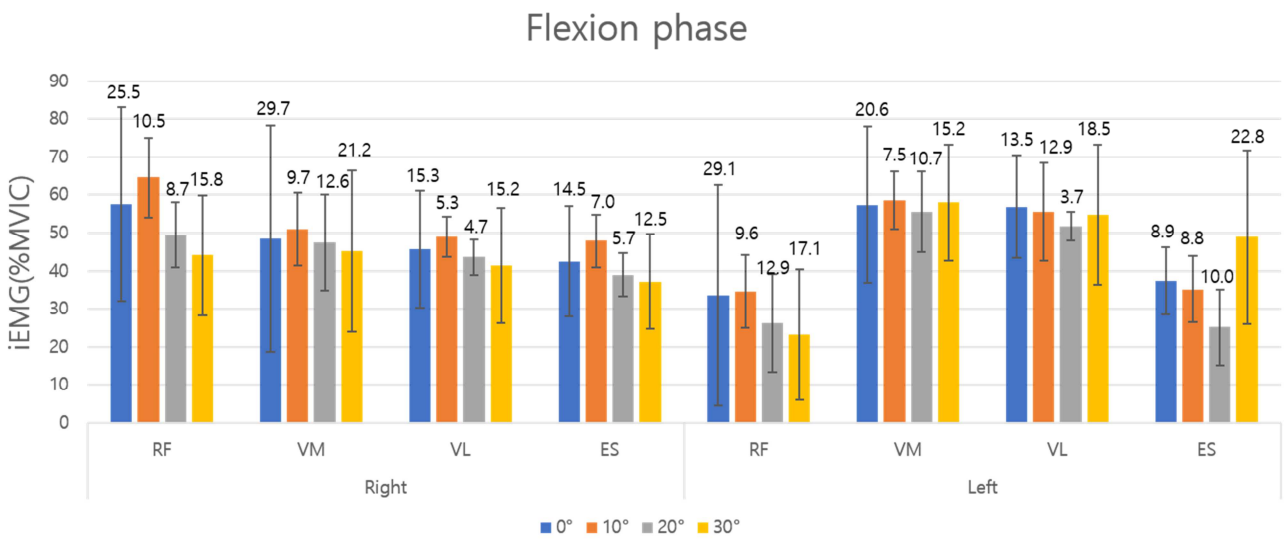

Figure 10. Average iEMG of flexion phase

Table 5. Average iEMG of extension phase (unit: %MVIC)

		0°	10°	20°	30°	*p*	Post-hoc
		M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD		
Right	RF	77.2±19.8	93.4±35.3	77.5±19.3	82.8±18.5	.760	
	VM	73.8±10.0	82.9±13.7	79.5±11.6	80.4±10.1	.900	
	VL	72.1±12.5	76.8±13.5	73.8±14.5	76.3±16.5	.911	
	ES	51.5±7.6	63.7±28.1	57.7±19.4	51.4±11.3	.607	

Table 5. Average iEMG of extension phase (Continued) (unit: %MVIC)

		0°	10°	20°	30°	*p*	Post-hoc
		M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD		
Left	RF	37.5±18.0	45.2±26.3	41.0±25.7	38.7±18.8	.936	
	VM	86.7±15.4	98.3±20.7	88.7±34.1	95.0±19.5	.846	
	VL	85.4±15.5	98.3±21.5	89.6±14.4	91.5±15.5	.959	
	ES	47.4±27.9	47.6±23.7	34.9±24.7	48.3±15.8	.817	

*p<.05, **p<.01, ***p<.001
RF: Rectus femoris, VM: Vastus medialis, VL: Vastus lateralis, ES: Erector spinae
a: 0°, b: 10°, c: 20°, d: 30°

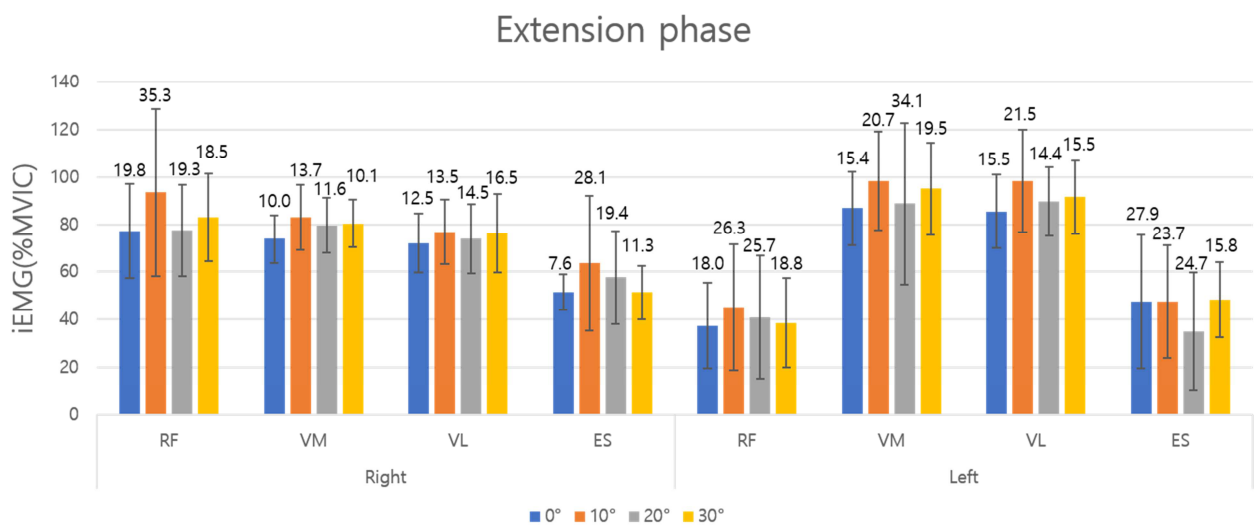

Figure 11. Average iEMG of extension phase

Table 6. Peak iEMG (unit: %MVIC)

		0°	10°	20°	30°	*p*	Post-hoc
		M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD		
Right	RF	216.3±92.7	223.9±96.7	190.0±55.8	182.7±42.7	.918	
	VM	169.0±34.7	176.0±28.1	174.3±24.6	155.3±25.6	.979	
	VL	167.3±42.1	165.9±39.1	156.3±47.1	154.0±43.6	.836	
	ES	96.1±6.9	127.1±69.9	116.5±45.9	105.0±22.8	.519	
Left	RF	111.4±65.2	103.2±45.8	103.0±60.0	97.8±45.0	.995	
	VM	177.4±29.2	204.7±26.1	172.2±43.4	195.3±46.8	.765	
	VL	185.9±38.1	187.9±39.4	189.0±31.5	188.6±41.5	.994	
	ES	99.0±47.6	97.5±46.1	65.9±44.1	117.7±50.3	.617	

*p<.05, **p<.01, ***p<.001
RF: Rectus femoris, VM: Vastus medialis, VL: Vastus lateralis, ES: Erector spinae
a: 0°, b: 10°, c: 20°, d: 30°

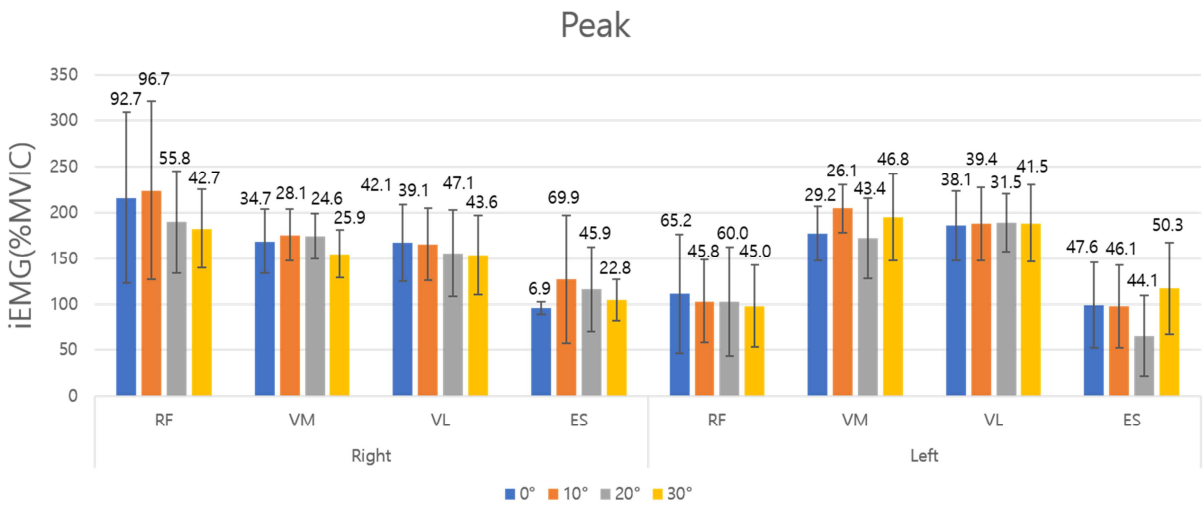

Figure 12. Peak iEMG

DISCUSSION

1. 운동학적 변인

각도 변인에서 고관절의 각도를 보았을 때 E2에서 toe-out 각도가 0°일 때보다 20°일 때 고관절 각도가 더 작게 나타나며 유의미한 차이를 보였다. 고관절 각도가 더 작게 나타났는 것은 고관절이 더욱 굴곡했다는 것이다. 이는 toe-out 각도를 20°로 하여 스쿼트를 진행한 경우 0°로 하여 진행할 때보다 무릎이 바깥쪽으로 더 벌어져 고관절이 움직일 수 있는 공간과 가동범위가 보다 많이 확보되었고 이에 의해 더 많이 앉으며 고관절이 더욱 굴곡되어진 것으로 판단된다. 이것은 족관절의 각도가 고관절의 각도와 마찬가지로 toe-out 각도가 0°일 때보다 20°일 때 더 작게 나타나는 것을 보아서도 알 수 있다.

각속도 변인에서는 족관절 각속도가 E1과 E3에서 toe-out 각도가 30°일 때보다 10°일 때 더 빠르게 나타나며 유의미한 차이를 보였다. Toe-out 각도가 30°일 때보다 10°일 때 족관절 각속도가 더 빨랐다는 것은 스쿼트 시 동일한 시간을 소요하였을 경우 toe-out 각도를 10°로 설정하였을 때 족관절에 더 큰 각도 변화가 있었다는 것이다.

Park (2011)의 연구결과 보고에 따르면 모멘트를 관성모멘트(I)×각가속도(α)로 정의하였을 때 관절이 움직인 각도가 클수록 더 큰 모멘트 값이 나타난다고 하였다. 왜냐하면 각도가 커지면 각속도가 빨라지고 각속도가 빨라지면 각가속도가 빨라지기 때문이다. 따라서 toe-out 각도를 10° 또는 20°로 설정하여 스쿼트를 수행할 경우 족관절과 고관절의 움직임이 더 커지기 때문에 더 큰 모멘트를 가지게 되고 더 큰 모멘트를 갖는다는 것은 더 큰 힘과 파워를 가지고 더 많은 일을 할 수 있다는 것이다. 즉, toe-out 각도를 0°와 30°로 설정하여 진행하는 것보다 10° 또는 20°로 설정하여 스쿼트를 수행하는 것이 동일한 시간에 더 많은 효과를 얻을 수 있어 더욱 효율적으로 스쿼트를 수행할 수 있다. 하지만 기존의 선행연구에서는 toe-out 각도에 따른 운동학적 변인에 대한 연구가 부족한 실정이며 고관절, 슬관절, 족관절의 분석만으로는 연구대상자의 움직임이 일반적이며 정상적인 움직임인지 비교해 볼 방법은 없었다. 따라서 이 연구를 바탕으로 toe-out 각도와 운동학적 변인에 연관하여 보다 많은 분석으로 자세한 자세 변화를 밝혀 효과적인 스쿼트를 하기 위한 연구가 확대되어야 할 것으로 판단된다.

2. 지면반력 변인

왼다리의 전후 안정성지수는 toe-out 각도가 0°일 때보다 30°일 때 더 크게 나타나며 유의미한 차이를 보였다. 이는 toe-out 각도가 0°일 때보다 30°일 때 넓어진 고관절의 공간과 가동범위에 의해 스쿼트 수행 시 더 많이 앉으며 고관절이 굴곡되고 이 때 엉덩이가 후방으로 빠지며 신체중심이 앞뒤로 흔들린 것으로 판단된다. 오른다리보다 왼다리의 전후 안정성지수가 크다는 것은 왼다리가 지면을 다리와 발바닥 전체로 누르지 못한 상태에서 스쿼트를 진행하여 전후 중심이동이 많이 발생하였다는 것을 의미하며 불안정한 왼다리의 전후 중심이동을 안정적으로 유지하기 위해 오른다리보다 더 많은 힘을 사용하여 더 큰 근전도 값을 보인 것으로 판단된다. 이는 toe-out 각도가 30°일 때 굴곡구간과 신전구간의 평균 적분근전도와 최대 적분근전도가 오른다리보다 왼다리가 더 큰 것을 보

아 알 수 있다. Choi (2018)의 연구에서는 최대 전후 지면반력이 감소하는 것은 전후 안정성을 확보하여 전후 중심이동에 필요한 힘을 줄였기 때문이라고 보고하였다. 즉, 전후 안정성 지수가 크다는 것은 전후 중심이동에 필요한 힘이 컸다는 것이다. 이는 본 연구와 같은 의미로 해석된다. 본 연구결과와 같이 스쿼트 시 양 다리 중 어느 한 쪽 다리의 안정성을 확보하지 못하여 그 다리만 흔들릴 경우 양 다리에 동등한 힘이 배분되지 못하고 흔들리는 다리의 안정성을 확보하기 위해 그 다리에 더 큰 힘이 사용되어질 것이다. 계속해서 한 쪽 다리에만 더 큰 힘을 주는 스쿼트를 진행할 경우 양 다리의 근력 불균형으로 자세는 비대칭으로 변할 것이고 올바르지 못한 자세로 인해 부상을 초래할 수 있다.

3. 근전도 변인

굴곡구간 평균 적분근전도 변인에서 오른다리와 왼다리 모두 30°에서 내측광근의 활성도가 가장 높게 나타났지만 유의미한 차이는 없었다. 하지만 이는 스쿼트 수행 시 toe-out 각도를 30°로 설정하여 무릎을 굴곡할 때 고관절이 외전되며 무릎이 바깥쪽으로 벌어지면서 외측방향으로 힘이 작용하였고 이 힘에 대응하여 고관절 내전을 위하여 내측방향으로 힘을 작용하는 내측광근이 많이 요구되어 높은 근전도 값을 보인 것으로 판단된다. Hanten & Schulthies (1990)은 고관절 내전을 동반할 경우 내측광근의 근활성도가 더 높아졌다는 연구결과를 보고하였고 Lam & Ng (2001)은 고관절을 내회전하면서 쪼그려 앉는 동작을 했을 때 내측광근의 근활성도가 외측광근의 근활성도보다 증가했다고 보고하였다. 또한 내측광근은 내측당김을 유지하고(Lieb & Perry, 1968) 슬관절의 외측 아탈구를 방지하며(Francis & Scott, 1974; Speakman & Weisberg, 1977) 슬관절의 안정성을 유지하는데 중요한 역할을 하므로 내측광근이 많이 요구되어졌다는 것은 슬관절의 안정성을 확보하기 위해 큰 힘이 사용되어졌다는 것을 의미한다. 즉, toe-out 각도가 0°, 10°, 20°일 때보다 30°일 때 슬관절의 불안정성이 더 크다는 것이다. 따라서 toe-out 각도를 30°로 설정하여 스쿼트를 수행할 경우 무릎과 내측광근에 부하로 인한 상해를 입을 우려가 크기 때문에 30° 이하의 toe-out 각도로 설정하여 스쿼트를 수행해야 한다.

굴곡구간 평균 적분근전도, 신전구간 평균 적분근전도, 최대 적분근전도 변인에서는 모든 toe-out 각도에서 오른다리의 대퇴직근, 왼다리의 내측광근과 외측광근이 높은 활성도를 보였지만 유의한 차이는 없었다. 하지만 이를 통해 스쿼트 시 대퇴직근, 내측광근, 외측광근이 주요 사용되는 근육으로 직접적인 관련이 있는 것으로 판단된다. 선행연구의 연구결과에서도 스쿼트 시 대퇴직근, 내측광근, 외측광근이 높은 근활성도를 보여주고 있다(Chae et al., 2007; Choi, 2018; Kim, 2010; Lee, 2010; Park, 2011)고 보고하였으며 Pocock (1963)와 Kim (2014)과 Jeon (2006)은 그 이유를 스쿼트 수행 중 굴곡과 신전 시 대퇴직근, 내측광근, 외측광근이 체중과 바벨의 무게를 신장성 운동을 통해 신체 균형을 유지하고자 하기 때문이라고 하였다.

하지만 대퇴직근, 내측광근, 외층광근이 스쿼트 시 주동근으로 사용되기는 하지만 모든 toe-out 각도에서 높은 활성도를 보여 toe-out 각도와는 상관없다는 것으로 판단된다. 즉, 스쿼트를 통해 대퇴직근, 내측광근, 외측광근을 발달시킬 수 있지만 특정 toe-out 각도에 의한 스쿼트를 통해 특정 근육을 성장시킬 수는 없다는 것이다. Na (2013)와 Jun (2018)의 연구에서는 toe-out 각도에 따라 특정 근육이 높은 활성도를 보이긴 하지만 유의한 차이는 없었으며 스쿼트 시 toe-out 각도에 따라 근활동에 대한 차이는 없는 것으로 볼 수 있다는 결과를 보고하였다. 위 선행연구들의 결과는 본 연구의 결과와 일맥상통하는 결과이며 toe-out 각도와는 상관없이 스쿼트 시 사용되는 근육을 분석하는 부분에 기인할 수 있는 것으로 판단된다.

굴곡구간, 신전구간의 평균 적분근전도와 최대 적분근전도 변인에서 오른다리의 대퇴직근, 내측광근, 외측광근의 활성도는 toe-out 각도 10°에서 높게, 0°와 30°에서 낮게 나타났으며 왼다리의 대퇴직근, 내측광근, 외측광근은 10°에서 높게, 0°와 20°에서 낮게 나타났지만 유의미한 차이는 없었다. 하지만 대퇴직근, 내측광근, 외측광근의 활성도가 toe-out 각도 10°에서 가장 높게 나타났기 때문에 낮은 근활성도를 보인 0°, 20°, 30°로 toe-out 각도를 설정하여 스쿼트를 수행하는 것보다 10°로 설정하여 스쿼트를 수행하는 것이 근력 강화와 안정성에 있어 보다 효과적인 자세로 판단된다. Son (2007)의 연구에서는 발의 위치가 외측일 때 외측광근이 가장 높은 활성도를 보였다고 보고하였으며 Kim, Choi & Go (2017)의 연구에서도 스탠스 너비에 따라 근활성도 변화에 유의미한 차이는 없었지만 대퇴직근은 Narrow Stance Squat와 Wide Stance Squat에서, 내측광근은 Wide Stance Squat에서, 외측광근은 Narrow Stance Squat에서 근활성도가 높게 나타났다고 보고하였다. 또한 Na (2013)의 연구에서 토 아웃 각도와 근육 간의 유의미한 차이는 없었지만 토 아웃 각도 15°에서는 대퇴직근이, 20°에서는 내측광근이 높은 근활성도를 보이며 0°에서는 대퇴직근, 내측광근, 외측광근이 가장 낮은 활성도를 보였다고 보고하였다. Hyun et al. (2013)의 연구에서도 스탠스 각도 변화에 따른 근육활성도의 유의한 차이는 나타나지 않았지만 15° 스탠스 각도에서 스쿼트 수행 시 0°와 45°일 때보다 근육활성도가 높은 경향을 나타냈다고 하였다.

본 연구와 선행연구의 공통점은 toe-out 각도, 발의 위치, 스탠스 너비와 각도에 따른 유의한 차이는 없었지만 이 변인들에 의한 근활성도의 차이를 확인하였기에 그것의 중요성, 관련성, 필요성에 의한 효과적이고 효율적인 스쿼트 자세를 제공할 수 있음을 시사하는 것으로 판단된다.

또한 본 연구와 선행연구를 종합하였을 때 toe-out 각도가 0°, 20°, 30°에서는 낮은 근활성도를 보이지만 10°와 15°에서는 높은 근활성도를 보이며 안정성 확보와 근육의 효율적인 사용에 도움이 될 것이라고 판단되어진다.

CONCLUSION

본 연구에서는 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 고관절 각도는 toe-out 각도가 0°일 때보다 20°일 때 작게 나타났다($p<.05$).
2. 족관절 각속도는 E1과 E3에서 toe-out 각도가 30°일 때보다 10°일 때 빠르게 나타났다($p<.05$).
3. 전후 안정성지수는 toe-out 각도가 0°일 때보다 30°일 때 크게 나타났다($p<.05$).
4. 굴곡구간 평균 적분근전도 변인에서 오른다리와 왼다리의 내측광근은 toe-out 각도 30°에서 높은 활성도를 보였다.
5. 굴곡구간, 신전구간의 평균 적분근전도와 최대 적분근전도 변인은 모든 toe-out 각도에서 오른다리는 대퇴직근이, 왼다리는 내측광근과 외측광근이 높은 활성도를 보였다.
6. 굴곡구간, 신전구간의 평균 적분근전도와 최대 적분근전도 변인에서 오른다리의 대퇴직근, 내측광근, 외측광근의 활성도는 toe-out 각도 10°에서 높게, 0°와 30°에서 작게 나타났으며 왼다리의 대퇴직근, 내측광근, 외측광근은 10°에서 높게, 0°와 20°에서 작게 나타났다.

이상과 같은 본 연구의 결과로 미루어 볼 때 스쿼트 수행시 toe-out 각도를 10°로 설정하는 것이 근육을 효율적으로 사용하고 안정성을 확보하는데 도움이 될 것으로 판단되어진다.

REFERENCES

Abdel-Aziz, Y. I. & Karara, H. M. (1971). *Direct linear transformation from comparator coordinates in object space coordinates in close range photogrammetry.* Proceedings of the ASP Symposium of Close-Range Photogrammetry. Urbana: University of Illinois..

Chae, W. S., Jeong, H. K. & Jang, J. I. (2007). Effect of Different Heel Plates on Muscle Activities During the Squat. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *17*(2), 113-121.

Choi, J. J. (2018). *Effect of the Heights of Shoe Insoles on Biomechanics of Squat Motions*. Unpublished Master's Thsis. Graduate School of Chonnam National University.

Cook, J. L., Khan, K. M. & Purdam, C. R. (2001). Conservative treatment of Paterllar Tendinopathy. *Physical Sports Medicine*, *28*(6), 31-46.

Donnelly, D. V., Berg, W. P. & Fiske, D. M. (2006). The Effect of the Direction of Gaze on the Kinematics of Squat Exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *20*(1), 145-150.

Flanagan, S., Salem, G. J. & Wang, M. Y. (2003). Squatting Exercise in Older Adults: Kinematic and Kinetic Comparisons. *Medicind and Science in Sports and Exercise*, *35*(4), 635.

Francis, R. S. & Scott, D. E. (1974). Hypertrophy of the vastus medialis in knee extensoin. *Physical Therapy*, *54*(10), 1066-1070.

Fry, A. C. (1993). Coaching Considerations for the Barbell Squat-Part Ⅰ. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *15*(2), 60-65.

Fry, A. C. (1993). Coaching Considerations for the Barbell Squat-Part Ⅱ. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *15*(3), 28-32.

Hanten, W. P. & Schulthies, S. S. (1990). Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. *Physical Therapy*, *70*(9), 561-565.

Hyun, D. S., Ahn, H. J., Yeom, D. C., Won, J. H., Cho, J. Y. & Cho, I. H. (2013). The effect of different leg position during squat performance on power output of spinal and lower extremities in elite collegiate weight lifters. *The Korean Journal of Sport*, *11*(4), 121-130.

Jeon, H. J. (2006). *Compare and Analyze the Effect of Three Types of Resistance Exercises--Squats, Leg Flexes and Leg Extensions--on Muscular Activity.* Unpublished Master's Thsis. Graduate School of Kyungpook National University.

Jun, Y. W. (2018). *Comparative Study on Lower Limb Muscle Activities Depending on Toe Angles in Squat Movement*. Unpublished Master's Thsis. Graduate School of Pukyong National University.

Kim, H. S. (2014). *A Comparative Analysis Through EMG of the Lower Half of the Body When Doing Full and Half Squat*. Unpublished Master's Thsis. Graduate School of Pukyong National University.

Kim, K. H., Choi, H. S. & Go, S. S. (2017). Effect of stance width and angles of knee on repetition, total work and EMG during squat. *The Asian Journal of Kinesiology*, *19*(3), 27-34.

Kim, Y. H. (2010). *An Analysis of Muscle Activations by the Increase of Load in Squat*. Unpublished Master's Thsis. Graduate School of Education, Pusan University of Foreign

Studies.

Kim, Y. H. & Phuong, B. T. T. (2010). Analysis of Muscle Forces and Joint Moments during Squat Exercise. *Journal of Korean Society for Precision Engineering*, 987-988.

Lam, P. L. & Na, G. Y. (2001). Activation of the quadriceps muscle during semisquatting with different hip and knee position in patients with anterior knee pain. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *80*(11), 804-808.

Lee, S. D. (2010). *Effect of weighs on lower extremity muscular activity during squat exercise.* Unpublished Master's Thsis. Graduate School of Kookmin University.

Lee, S. D., Lee, J. H., Park, E. J., Lee, K. K., Sohn, J. H., Ryue, J. J. & Kim, S. B. (2011). Kinematic, Kinetic and EMG Pattern During Squat Exercise in Smith Machine with Different Loads. *Korean Journal of Sport Science*, *22*(2), 1884-1893.

Lieb, F. J. & Perry, J. (1968). Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *Journal of Bon and Joint Surgery*, *50*, 1066-1070.

Lorenzetti, S., Ostermann, M., Zeidler, F., Zimmer, P., Jentsch, L., List, R. & Schellenberg, F. (2018). How to Squat? Effect of Various Stance Width, Foot Placement Angles and Level of Experience on Knee, Hip and Trunk Motion and Loading. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, *10*(1), 1-11.

Na, Y. C. (2013). *Muscle Activity Analysis of Erector Spinae and Rectus Femoris Depending of Toe Out Angles in Squat Movement*. Unpublished Master's Thsis. Graduate School of Chungmam National University.

Park, H. S., Lee, S. N., Lee, T. H. & Park, G. D. (2016). Comparative Analysis on Muscle Activities of Lower Limb Depending on the Types and Load of Squat Exercise. *The Korean Journal of Growth and Development*, *24*(1), 45-51.

Park, S. H. (2011). *Biomechanical analysis of Low Extremity Motion and the Low Back Loading During Squat.* Unpublished Master's Thsis. Graduate School of Yonsei University.

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

Son, W. W. (2007). *A Study on Waist and Lower Extremities Muscle Activities According to Foot's Positions During Flexion/Extension of Legs.* Unpublished Master's Thsis. Graduate School of Gangnung National University.

Speakman, H. G. & Weisberg, J. (1977). The vastus medialis controversy. *Physiotherapy*, *63*(8), 249-254.

Statistics Korea. (2017). Survey on Citizens' Sports Participation.

Walton, J. S. (1981). *Close-range cine-photogrammetry: A generalized technique for quantifying gross human motion.* Unpublished doctoral dissertation Thsis. Pennsylvania State University.

Yoo, W. K., Lee, C. H. & Lee, H. J. (2004). Effects of a Combined Posture of the Lower Extremity on Activity of the Vastus Medialis Oblique Muscle and Vastus Lateralis Muscle During Static Squat Exercise. *Physical Therapy Korea*, *11*(3), 1-9.

Yoon, W. R., Park, S. H., Park, E. J., Jeong, C. H., Park, J. H. & Yoon, S. H. (2018). Effects of Center of Pressure on Muscle Activations and Joint Range Motion of Lower Extremities during Squat. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *28*(1), 37-43.