

Comparison of the Changes in the Activation of the Quadriceps Muscle based on the Plantar Flexion Degree of the Ankle Joint in Healthy Young Females during the Stand-to-Sit movement

Sung-Min Son

Department of Physical Therapy, College of Health Science, Cheongju University, Cheongju, Republic of Korea

Purpose: The purpose of this study was to compare the changes in the muscle activation of the quadriceps muscle (rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis) during the stand-to-sit (StandTS) movement according to the plantar flexion angle of the ankle joint.

Methods: A total of 22 healthy young females participated in this study. During the StandTS under the three conditions (plantarflexion angle 0°, 20°, and 45° of the ankle), electromyography (EMG) data (% maximum voluntary iso-metric contraction) of the rectus femoris, vastus lateralis, and vastus medialis were recorded using a wireless surface EMG system.

Results: There was a significant difference in the muscle activation of rectus femoris, vastus lateralis, and vastus medialis according to the plantar flexion angle (0°, 20°, and 45°) of the ankle. The muscle activation of the quadriceps was the highest at a 45° angle of plantarflexion and the lowest at 0°. One-way repeated ANOVA was used to analyze the muscle activation data of the lower extremity muscles according to the angle of the ankle joint.

Conclusion: Based on the results of our study, it was confirmed that the muscle activity of the quadriceps can be increased even in the StandTS movement, which involves the eccentric contraction of the quadriceps muscle. This suggests that maintaining a plantar flexion posture for a long time, say by wearing high-heeled shoes, can quickly cause muscle fatigue in the lower-limb muscles, which can cause a decrease in balance ability leading to falls.

Keywords: Stand-to-sit, Plantar flexion, Quadriceps, Muscle Activation

서론

선 자세에서 앉기(stand-to-sit, StandTS) 동작은 일상생활활동에 필요한 기본적인 활동이며 이를 수행하기 위해서 다리(lower-limb) 관절과 몸통 관절 움직임과 두 관절 사이에 협응이 동반되어야 한다.¹⁻³ StandTS 동안 신체 무게 중심(center of mass)의 뒤내림(posterior descent)을 조절하고 낙상으로 인한 손상을 보호하기 위해 적절한 근력과 근육들 간의 협응이 이루어져야 한다.⁴⁻⁶ StandTS는 앉은 자세에서 일어서기(sit to stand, STS)의 역방향 움직임으로 볼 수 있지만, 내림 기간 동안 근활성 형태와 StandTS의 힘 기여도는 STS와 다르다. STS는 무릎 펌프 토크가 발생되기 이전에 몸통 굽힘이 발생되고, StandTS에서는 앞뒤 신체 무게 중심의 수직 변위를 거의 동시에 조절이 필요하기 때문에 몸통 굽힘과 무릎 굽힘이 거의 동시에 일어난다.⁷ 따라서 몸통

의 굽힘과 넓다리곧은근의 편심성 수축(eccentric contraction)의 조절은 신체 무게 중심을 뒤쪽 및 아래쪽(downward and backward)으로 정확하게 이동시키는 동시에 중력에 대항하여 수직으로 내림(descend)하는 속도를 제어하기 위해 StandTS 기간 동안 중요한 역할을 담당한다.^{8,9}

StandTS의 수행은 다양한 요인들에 의해 영향을 받을 수 있다. 허리 통증(low back pain) 환자의 StandTS 수행 특성에 대한 연구에서 허리 통증은 허리뼈(lumbar spine)와 엉덩관절의 움직임과 속도를 제한시키고, 허리뼈와 엉덩관절의 협응 움직임을 변화시킨다고 보고하였다.^{10,11} 연령 증가와 관련된 노화는 운동제어 능력과 신경 운동 메커니즘의 변화시키고, 근육량의 소실과 근섬유 유형의 변화는 다리 근력의 감소와 중추 및 말초 운동감각 시스템의 운동조절 능력을 점진적으로 감소시켜 적절한 StandTS 동작 수행을 어렵게 만든다고 보고하

Received March 20, 2023 Revised April 10, 2023

Accepted April 25, 2023

Corresponding author Sung-Min Son

E-mail ssm0417@hanmail.net

Copyright ©2023 The Korean Society of Physical Therapy

This is an Open Access article distribute under the terms of the Creative Commons Attribution Non-commercial License (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

였다.¹²⁻¹⁴ Chang 등¹⁵과 Mourey 등¹⁶의 연구에서 신경근 조절(neuromuscular control)의 변화와 불충분한 다리 근력은 운동수행의 지연과 비효율적인 운동수행으로 이어질 수 있으며, 이는 StandTS 수행동안 자세 안정성을 유지하는 능력에 문제를 일으킬 수 있다고 보고하였다.

신체의 자세 정렬이나 위치의 변화로 인한 부적절한 자세 정렬도 움직임 및 운동 조절에 영향을 줄 수 있다. 하이힐 착용과 같이 발목 관절이 발바닥굽힘된 자세는 신체 정렬의 변화시켜 다리의 불안정성과 피로도를 증가시키고 STS 동작 수행에 영향을 미친다고 보고하였다.¹⁷ Cho와 Choi¹⁸의 연구에서는 여성 노인을 대상으로 선 자세동안 다양한 발목 각도에 따른 다리 근육의 활성도를 확인하였고, 발목 관절이 중립된 자세에서 발바닥굽힘(plantar flexion) 각도가 증가할수록 다리 근육들의 근활성도도 함께 증가하였다고 보고하였다. 이러한 변화는 발바닥굽힘 각도가 증가하면서 신체 정렬과 지지면의 변화로 인해 안정성 감소가 발생되고, 이를 극복하기 위해 다리 근육들에 요구되는 근활성도가 증가하여 나타난 결과로 생각된다. 이와 같이 다양한 발목 각도는 STS와 StandTS 동작 수행동안 몸통과 다리의 운동형상학과 운동역학에도 영향을 미칠 수 있는 요인으로 작용할 수 있다.

STS와 StandTS 움직임은 일상생활활동을 수행하기 위한 기본적인 활동이며, 이동성을 평가하기 위해 일상생활과 임상 환경에서 사용되는 중요한 지표이다.¹⁹ 하지만 대부분의 선행 연구들은 STS의 수행에 관한 연구에 초점이 맞추어져 있으며, StandTS 대한 연구는 부족한 실정이다. 지금까지 StandTS와 관련한 선행 연구들도 연령, 통증 및 중추신경계 손상 유무에 따른 허리, 엉덩관절의 움직임에 대한 연구가 대부분이었으며, 발목 관절의 다양한 각도에 따라 StandTS 동작 시에 다리 근육들의 근활성도에 대한 연구는 이루어지지 않았다. 따라서, 본 연구에서는 발목 관절의 발바닥굽힘 각도에 따라 StandTS 동작 동안 넵다리네갈래근(quadriceps)의 근활성도 변화를 비교하는데 목적이 있다.

연구 방법

1. 연구대상

본 연구는 22명의 젊은 성인 여성을 대상으로 이루어졌으며, 연구 진행 이전 모든 연구 대상자들에게 연구의 목적과 과정을 충분히 설명을 하였다. 연구 내용을 이해하고 본 연구 참여에 동의한 대상자만으로 실험을 진행하였다. 대상자의 선정 기준은 다음과 같이 설정하였다. 1) StandTS 동작 수행에 영향을 줄 수 있는 신경학적 혹은 근골격계 질환이 없는 자, 2) 발목 관절의 관절운동범위에 제한이 없는 자, 3) StandTS 동작 시 다리의 통증 발생이 없는 자로 선정하였다.

2. 측정 도구 및 방법

본 연구에서는 StandTS 동작 시 넵다리네갈래근(넵다리곧은근, 가쪽넓은근, 안쪽넓은근)의 근활성도를 측정하기 위해 무선표면 근전도 측정 시스템(Telemyo 2400T, Noraxon Co., USA)을 이용하였고, 3개의 무선 채널에서 측정되어진 아날로그 신호가 소프트웨어(Telemyo2400T system, USA)로 보내져 디지털 신호로 전환되어 개인용 컴퓨터에 표시 및 저장되었다. 근활성도 측정을 위해 사용된 표면 전극은 수분 젤이 부착되어 있는 은/연화은(Ag-AgCl) 재질의 일회용 전극을 이용하였다. 근활성도 측정 중 발생하는 노이즈를 최소화하기 위해 전극간 거리를 2cm 간격을 유지하였고, 전극 부착부위에 소독용 알코올을 사용하여 피부표면을 닦아내어 피부저항을 최소화하였다.

본 연구에서는 우세측 다리를 이용하여 넵다리곧은근(rectus femoris), 가쪽넓은근(vastus lateralis), 안쪽넓은근(vastus medialis)의 근활성도를 측정하였으며, 발로 축구공을 차게 하여 공을 차는 다리를 우세측 다리로 설정하였다. 넵다리곧은근의 근활성도를 측정하는 전극은 위앞엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine)와 무릎뼈(patellar)를 연결하는 중앙선 중간지점에 부착하였고, 가쪽넓은근의 전극은 무릎 중앙선을 기준으로 무릎뼈에서 3-5cm 위의 가쪽 지점에 부착하였고, 안쪽넓은근의 전극은 무릎뼈 가장자리에서 안쪽으로 55° 대각선 방향 2cm 지점에 부착하였다.²⁰

측정된 근활성도 수치는 대상자 간 근력 차이에 의한 영향을 최소화하기 위해 %MVIC (% maximum voluntary isometric contraction)를 사용하여 정량화 시켜 정규화(noramlization)하였다(%MVIC=교각 운동 시 근활성도 평균값/최대 자발적 등척성 수축 평균값). 각 근육들의 최대 자발적 등척성 수축에 대한 근활성도를 측정하기 위하여 맨손근력검사를 통해 수치를 3회 반복 측정하고 평균값을 대푯값으로 설정하였다. 넵다리네갈래근의 최대 자발적 등척성 수축은 엉덩관절과 무릎 관절이 90° 굽힘된 앉은 자세에서 무릎을 펴는 동안 5초간 측정되었다. 수집된 근활성도 자료 중 처음과 마지막 1초를 제외한 3초간의 측정된 값을 최대 자발적 등척성 수축 값으로 사용하였다.

3. 실험절차

본 연구에서는 선 자세에서 앉기 동작 수행 시 3가지 발목 관절의 발바닥굽힘 각도(0도, 20도, 45도)에 따른 넵다리네갈래근의 근활성도를 비교하기 위해서 연구 설계가 이루어졌다. 이를 확인하기 위해 모든 대상자들은 0도, 20도, 45도 발바닥굽힘으로 설정된 경사발판 위에서 실험자에게 요청 시 편안한 속도로 선 자세에서 앉기 동작을 수행하도록 지시하였다. 동작 수행 시 각 대상자들은 맨발 상태에서 어깨 넓이 정도 다리를 벌린 자세에서 동작을 수행하도록 하였다. 선 자세에서 앉기 동작들은 설정된 발바닥굽힘 각도에 따라 1분간의 간격을 두고 3회씩 반복하여 근활성도의 평균값을 사용하였고, 3가지 발

바닥 굽힘 각도에 따른 동작 사이에 5분간의 휴식 시간을 제공하였다. 순서 효과로 인한 오류를 최소화하기 위해 3가지 발바닥굽힘 각도에 따른 측정 순서는 무작위 순서로 실시하였다.

본 연구에서 설정된 20도, 45도 발바닥굽힘 각도는 5cm, 10cm 높이의 하이힐 착용 시 측정된 여성들의 발목 각도를 기준으로 설정하였다. 각 대상자들의 발목 관절 발바닥굽힘 각도는 앉은 자세에서 관절 각도기(goniometer)를 이용하여 측정하였다. 관절각도기를 이용한 발바닥굽힘 각도 측정 시 움직임 축은 가쪽 복사뼈에 위치시켰으며, 고정자는 종아리뼈 머리의 가쪽 중심선을 향해 위치시키고 운동자는 5번째 발허리뼈의 가쪽 중심선에 두어 측정하였다.

4. 분석방법

본 연구에서 수집된 자료들은 윈도우용 SPSS version 22.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, US)을 이용하여 통계 처리하였다. 정규성 검정은 Kolmogorov-Smirnov test를 사용하여 확인하였다. 대상자들의 일반적인 특성은 기술통계로 확인하였고, 발목 관절 각도에 따른 반복 측정된 다리근육의 근활성도 자료를 비교하고 분석하기 위해서 일요인 반복측정분산분석(one-way repeated ANOVA)을 사용하였다. 통계적 검증을 위한 유의수준 값은 $\alpha = 0.05$ 로 설정하였다. 사후 검정(post-hoc)은 대응 t-검정을 이용하여 분석하였으며, 유의수준 값은 본페로니 교정(Bonferroni correction)을 이용하여 $\alpha = 0.05/3$ 로 설정하였다.

결 과

본 연구에 22명의 건강한 젊은 성인 여성을 대상으로 이루어졌으며, 참여한 대상자들의 일반적인 특성은 나이 22.1 ± 0.4 세, 키 162.8 ± 3.9 cm, 몸무게 53.2 ± 5.0 kg로 나타났다.

0도, 20도, 45도로 설정된 발목의 발바닥굽힘 각도에 따른 넙다리곧은근, 가쪽넓은근, 안쪽넓은근의 근활성도를 비교하였으며, 3개의 근육 모두에서 0도, 20도, 45도로 설정된 발목의 발바닥굽힘 각도에 따라 근활성도에 유의한 차이가 나타났다($p < 0.05$)(Table 1).

Table 2에서는 3가지 발목 각도(0도, 20도, 45도)에 따른 근활성도의 변화에 대한 사후검정 결과를 보여주고 있으며, 45도 각도에서 근활성도가 가장 높고 0도에서 가장 낮은 근활성도가 나타났다. 3개 근육 모두 사후검정 결과 0-20도, 0-45도와 20-45도 비교에서 유의한 근활

성도 차이가 나타났다($p < 0.05$).

고 찰

본 연구에서는 StandTS 수행 동안 넙다리네갈래근의 근활성도를 측정하였으며, 넙다리네갈래근은 편심성 수축을 통해 신체 무게 중심을 후방 및 하방으로 정확한 이동을 조절하고 중력에 대항하여 수직 하강 속도를 제어하기 위해 중요한 역할을 담당하기 때문이다. 추가적으로 본 연구에서는 젊은 성인 여성만을 대상으로 선정하였다. 이는 사회 활동량의 증가와 패션 스타일을 추구하는 젊은 여성들이 여러가지 형태의 하이힐을 선호하고 착용하고 있으며,²¹ 하이힐을 착용하고 발바닥굽힘 된 자세로 가장 많은 활동을 하는 대상으로 판단되어 젊은 성인 여성으로만 설계하였다. 따라서, 본 연구에서는 젊은 성인 여성들을 대상으로 StandTS 동작 수행 시 발목 관절의 발바닥굽힘 각도가 넙다리네갈래근의 근활성도에 미치는 영향을 확인하였다. 우리의 연구 결과에서는 0도와 비교했을 때 20도와 45도에서 넙다리네갈래근(넙다리곧은근, 가쪽넓은근, 안쪽넓은근)의 근활성도 증가가 나타났고, 발목 관절의 발바닥굽힘 각도가 증가할수록 넙다리네갈래근의 근활성도도 증가하는 것을 확인하였다.

우리의 연구 결과에서는 발목의 발바닥굽힘 각도가 증가와 함께 넙다리네갈래근의 근활성도도 증가하였다. 이전 연구들에서 StandTS 수행 동안 다양한 발바닥굽힘 각도에 따른 근활성도에 연구가 이루어지지 않아 우리의 연구 결과를 해석하기에 제한적이다. 하지만, StandTS 동작과 움직임이 유사한 스쿼트 수행 연구와 발목의 발바닥 굽힘 자세를 유발시키는 하이힐을 이용한 연구를 통해 고려할 수 있는 몇 가지 기전을 제시하고자 한다. Sung 등²²의 연구에서 발목의 3가지 위치(중립위치, 발등굽힘, 발바닥굽힘)에 따라 스쿼트

Table 2. Post-hoc on EMG activity of quadriceps muscle according to plantar flexion degree of ankle joint

	0°-20°	0°-45°	20°-45°
RF	<0.001*	<0.001*	<0.001*
VL	<0.001*	<0.001*	0.002*
VM	<0.001*	<0.001*	<0.001*

Mean±SD, * $p < 0.0167$, 0°: plantar flexion angle 0°, 20°: plantar flexion angle 20°, 45°: plantar flexion angle 45°, RF: rectus femoris, VL: vastus lateralis, VM: vastus medialis.

Table 1. Comparison of EMG activity of quadriceps muscle according to plantar flexion degree of ankle joint

	Plantar flexion 0°	Plantar flexion 20°	Plantar flexion 45°	F	p
RF (%)	29.70±15.40	46.20±27.78	58.52±24.36	40.72	<0.001*
VL (%)	46.60±27.74	62.21±33.02	71.99±33.65	44.45	<0.001*
VM (%)	31.23±17.04	42.68±22.32	50.40±26.84	35.17	<0.001*

Mean±SD, * $p < 0.05$, 0°: plantar flexion angle 0°, 20°: plantar flexion angle 20°, 45°: plantar flexion angle 45°, RF: rectus femoris, VL: vastus lateralis, VM: vastus medialis.

(squat)를 수행하는 동안 다리 근육의 근활성도를 비교하였으며, 다른 두 가지 위치에 비해 발바닥굽힘 된 위치에서 다리의 근활성도가 증가하였다고 보고하였다. 이는 우리의 연구결과와 유사하게 나타났다. 이와 같은 연구 결과는 중립 자세의 발목 각도에서 발바닥굽힘 각도가 증가할수록 넙다리뒤근(hamstring muscle)과 종아리근(calf muscle)의 근육 길이는 짧아지게 되며,^{23,24} 무릎 굽힘이 더욱 쉬워지게 되고 근육의 활성도는 감소하게 된다.^{25,26} 이로 인해 무릎 굽힘 근육의 활성도는 감소하고 무릎 펴 근육의 활성도는 증가한 것으로 사료된다.

Fox와 Hefzy²⁷의 연구에서도 지면에서 발뒤꿈치를 붙인 자세(heel on)에서의 스쿼트 수행과 지면에서 발뒤꿈치를 떨어진 자세(heel off)에서의 스쿼트 수행동안 무릎의 펴 근육의 모멘트 비교하였다. 발뒤꿈치를 떨어진 자세에서의 스쿼트 수행은 발뒤꿈치를 붙인 자세보다 발목 관절을 더 발바닥굽힘 자세를 유발하는 자세이며, 이러한 자세는 우리의 연구 설계와 유사하다. 연구 결과에서 발뒤꿈치가 떨어진 자세에서의 스쿼트 수행은 발뒤꿈치를 붙인 자세에서의 스쿼트 수행보다 무릎 펴 근육의 모멘트가 15.2%로 증가하였다고 보고하였다. 이와 같은 선행연구 결과는 우리의 연구 결과와 동일한 결과로 생각되며, 우리의 연구 결과를 뒷받침한다. 이러한 연구 결과는 스쿼트 수행 동안 발뒤꿈치를 지면에서 들어올리는 것은 신체 압력 중심(center of pressure)을 더 앞으로 이동시키고 발목 관절은 좀 더 몸쪽으로 이동시키게 된다. 이것은 발목 관절 주위의 지면반발력(ground reaction force)의 모멘트 팔(moment arm)을 증가시키게 되고 이로 인해 더 큰 발바닥굽힘 모멘트를 생성시킬 수 있다. 발바닥굽힘 자세로 인한 발바닥굽힘 모멘트의 증가는 무릎 관절에 영향을 주며, 무릎 관절은 신체 압력 중심과 신체 무게 중심으로부터 앞으로 더 멀어지게 된다. 추가적으로 신체 무게 중심은 무릎 관절 위쪽으로 더욱 올라가게 된다. 이러한 무릎 관절의 변화는 무릎 관절 주변의 지면반발력의 모멘트 팔을 증가시키게 되어 무릎 펴 근육의 모멘트를 더욱 크게 생성시키게 된다.²⁷

선행 연구에서 발바닥굽힘 각도 증가는 동심성 수축의 STS 동작에서 넙다리내갈래근의 근활성도를 높인다고 보고하였고,¹⁷ 우리의 연구의 결과를 토대로 넙다리내갈래근의 편심성 수축이 일어나는 StandTS 동작에서도 넙다리내갈래근의 근활성도를 증가시킬 수 있음을 확인하였다. 이는 하이힐 신발 착용과 같이 장시간 발바닥굽힘 된 자세를 오랜 시간 유지하는 경우 다리 근육들의 근피로를 빠르게 유발시켜 일상생활활동 과정에서 균형 능력 저하 및 낙상을 유발하는 요인으로 작용할 수 있음을 시사한다. 우리의 연구 결과에서는 고려해야 할 몇 가지 제한점이 있다. 첫째, 젊은 성인 여성만을 대상으로 하여 다양한 연령 및 남성들에게는 일반화하기에 어려움이 있다. 둘째, StandTS 수행에 따른 넙다리내갈래근의 근활성도만을 비교하였

고, 다른 다리 근육 및 몸통 근육들의 변화를 비교하지 못했다. 따라서 향후 연구에서는 이러한 제한점을 보완한 추가적인 연구들이 지속적으로 이루어져야 할 것이다.

REFERENCES

1. Lou SZ, Chou YL, Chou PH et al. Sit-to-stand at different periods of pregnancy. *Clin Biomech.* 2001;16(3):194-8.
2. Cahill BM, Carr JH, Adams R. Inter-segmental co-ordination in sit-to-stand: an age cross-sectional study. *Physiother Res Int.* 1999;4(1):12-27.
3. Catena RD, Bailey JP, Campbell N et al. Stand-to-sit kinematic changes during pregnancy correspond with reduced sagittal plane hip motion. *Clin Biomech.* 2019;67:107-14.
4. Chen, HB, Wei TS, Chang LW. Postural influence on stand-to-sit leg load sharing strategies and sitting impact forces in stroke patients. *Gait Posture.* 2010;32(4):576-80.
5. Pourahmadi MR, Ebrahimi TI, Jaberzadeh S et al. Test-retest reliability of sit-to-stand and stand-to-sit analysis in people with and without chronic non-specific low back pain. *Musculoskelet Sci Pract.* 2018;35:95-104.
6. Shum GL, Crosbie J, Lee RY. Effect of low back pain on the kinematics and joint coordination of the lumbar spine and hip during sit-to-stand and stand-to-sit. *Spine.* 2005;30(17):1998-2004.
7. Kerr KM, White JA, Barr DA et al. Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clin Biomech.* 1997;12(4):236-45.
8. Kralj A, Jaeger RJ, Munich M. Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. *J Biomech.* 1990;23(11):1123-38.
9. Lovering RM, Brooks SV. Eccentric exercise in aging and diseased skeletal muscle: good or bad? *J Appl Physiol.* 2014;116(11):1439-45.
10. Sadeghisani M, Manshadi FD, Kalantari KK. Kinematics of the lumbar spine and hip joints in people with persistent low back pain during sit to stand and stand to sit activities. *Med J Islam Repub Iran.* 2021;35:165.
11. Shum GL, Crosbie J, Lee RY. Effect of low back pain on the kinematics and joint coordination of the lumbar spine and hip during sit-to-stand and stand-to-sit. *Spine.* 2005;30:1998-2004.
12. Macaluso A, Vito GD. Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. *Eur J Appl Physiol.* 2004;91(4):450-72.
13. Lin CH, Faisal AA. Decomposing sensorimotor variability changes in ageing and their connection to falls in older people. *Sci Rep.* 2018;8:14546.
14. Seidler RD, Bernard JA, Burutolu TB et al. Motor control and aging: links to age-related brain structural. *Neurosci Biobehav Rev.* 2010;34(5):721-33.
15. Chang SR, Kobetic R, Triolo RJ. Understanding stand-to-sit maneuver: implications for motor system neuroprostheses after paralysis. *J Rehabil Res Dev.* 2014;51(9):1339-51.
16. Mourey F, Pozzo T, Rouhier-Marcier I et al. A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair. *Age Ageing.* 1998;27(2):137-46.
17. Naik GR, Al-Ani A, Gobbo M et al. Does heel height cause imbalance during sit-to-stand task: surface EMG perspective. *Front Physiol.* 2017;8:626.

18. Cho YH, Choi JH. Muscle activities of the lower extremity based on ankle plantar-flexion in elderly women. *J Kor Soc Ther.* 2009;21(4):57-63.
19. Tiedemann A, Shimada H, Sherrington C et al. The comparative ability of eight functional mobility tests for predicting falls in community-dwelling older people. *Age Ageing.* 2008;37(4):430-5.
20. Cram JR, Kasman GS, Holtz J. *Cram's introduction to surface electromyography.* 2th ed. Boston, Jones and Barlett Publishers, 1998;363-7.
21. Kim SN. Survey on shoes wearing and a proposal regarding shoes size and shape improvement: focused on women in their teens and twenties. Ewha Women's University. Dissertation of Master's Degree. 2000.
22. Sung HR, Oh SJ, Ryu JN et al. Muscle activities of lower extremity and erector spinae muscles according to ankle joint position during squat exercise. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2021;34(4):671-6.
23. Macrum E, Bell DR, Boling M et al. Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat. *J Sport Rehabil.* 2012;21(2):144-50.
24. Matijevich ES, Branscombe LM, Zelik KE. Ultrasound estimates of achilles tendon exhibit unexpected shortening during ankle plantar flexion. *J Biomech.* 2018;72:200-6.
25. Jaberzadeh S, Yeo D, Zoghi M. The effect of altering knee position and squat depth on VMO: VL EMG ratio during squat exercises. *Physiother Res Int.* 2016;21(3):164-73.
26. Zawadka M, Smolka J, Skublewska-Paszowska M et al. How are squat timing and kinematics in the sagittal plane related to squat depth? *J Sports Sci Med.* 2020;19(3):500-7.
27. Fox JT, Hefzy MS. Knee and ankle biomechanics during squatting with heels on and off of the ground, with and without weight shifting. *Bone Muscle.* 2019;2(1):1-9.