

Effect of Progressive Squat Exercise on Lower Body Muscles Activity and Foot Pressure in Male College Students

Jin-Wook Lee*, Jin-Young Jung**

*Professor, Dept. of Exercise Prescription & Rehabilitation, Dankook University, Cheon-An, Korea

**Professor, Dept. of Computer Information, Daejeon Health Institute of Technology, Daejeon, Korea

[Abstract]

This study examined the changes in lower body muscle activity and foot pressure during progressive squat exercise in male college students. It was conducted to help efficient exercise guidance by identifying and recognizing muscle imbalance using EMG and smart shoes and providing immediate feedback. The subjects of the study were 20 students from D University. As a result of this study, as the squat load increased, the activity of all muscles except for the left semitendinosus muscle and the anterior tibialis muscle significantly increased among. Foot pressure, when the squat load was increased, the pressure of the forefoot(FF) increased significantly and the pressure of the rear foot(RF) decreased significantly. Therefore, providing immediate feedback using a wearable device will prevent muscle imbalance and provide effective exercise guidance.

▶ **Key words:** Squat, Muscles activity, EMG, Foot pressure, Smart shoes, Male college students

[요 약]

이 연구는 남자대학생을 대상으로 점진적 스쿼트 운동시 하체 근활성도와 발바닥압력의 변화를 살펴보고 근전도와 스마트 슈즈를 이용하여 근육이 불균형을 확인 및 인지시키고 즉각적인 피드백을 제공하여 효율적인 운동지도에 도움이 되고자 실시되었다. 연구의 대상자는 D대학교 재학생으로 20명으로 실시하였다. 이 연구 결과 스쿼트 부하가 증가할수록 8개 근육 중 왼쪽 반힘줄모양근, 양쪽 앞정강근을 제외한 모든 근육의 활성도가 유의하게 증가하였으며, 발바닥 압력은 스쿼트 부하가 증가될 수 발앞부(FF)의 압력이 유의하게 증가하였고 발뒤부(RF)의 압력은 유의하게 감소하였다. 따라서 웨어러블 기기를 이용하여 즉각적인 피드백 제공은 근육의 불균형을 예방하고 효과적인 운동지도를 할 수 있을 것으로 생각된다.

▶ **주제어:** 스쿼트, 근활성도, 근전도, 발바닥압력, 스마트 슈즈, 남자대학생

-
- First Author: Jin-Wook Lee, Corresponding Author: Jin-Young Jung
 - *Jin-Wook Lee (rugby14@hanmail.net), Dept. of Exercise Prescription & Rehabilitation, Dankook University
 - **Jin-Young Jung (jyjung@hit.ac.kr), Dept. of Computer Information, Daejeon Health Institute of Technology
 - Received: 2023. 01. 30, Revised: 2023. 02. 07, Accepted: 2023. 02. 20.

I. Introduction

전 세계 수천 명의 전문가가 건강 및 피트니스 동향을 예측하고 체계적인 방법을 도입하기 위해 2006년도부터 매년 세계 피트니스 트렌드(Fitness Trend)를 발표하고 있는 미국스포츠의학회(American College of Sports Medicine, ACSM)의하면 '2016~2022 피트니스 트렌드 20'에서 웨어러블 테크놀로지(Wearable Technology)가 1위로(2018년 3위, 2021년 2위) 선정되었다[1].

신체 일부처럼 착용하거나 패션 액세서리처럼 사용되고 있는 웨어러블 기기(wearable device, WD)는 다양한 기술을 접목하여 자신의 심박수(Heart Rate, HR), 칼로리, 앉아 있는 시간, 수면 및 신체활동 등을 모니터링하고 개인에 맞는 운동프로그램을 설정할 수 있도록 도와주는 기술로 신체활동 및 운동과 관련된 사업 시장(약 1,000억달러 규모)에서도 중요한 부분으로 차지하고 있다[1]. WD는 네트워크를 기반으로 모바일과 연동이 가능하며 원하는 장소에서 자신의 정보와 데이터를 공유하고 제공을 받을 수 있는 기술로 작고 가볍고 착용하기 편리하기 때문에 건강관리와 스포츠 및 레저에서 활용되고 있으며 스마트폰과, 스마트 탭의 휴대기기 사용이 늘어나면서 피트니스 시장에서 주목하고 있다.

최근 국내외에서는 IT 기술과 융합을 통한 스마트기기와 생체신호 모니터링 및 건강정보 제공으로 새로운 신발 카테고리 형성과 있으며, 이 중 스마트 슈즈(Smart Shoes, SS)는 신발로써 발 보호, 운동 성능 향상 등의 기능에서 벗어나 웨어러블 기기 연동을 통해 사용자에게 새로운 정보를 제공하고 있다[2]. 스마트 슈즈는 신발 발바닥 센서로 발바닥 압력분포, 압력 비율, 중심의 위치 등을 확인하여 블루투스 또는 태블릿이나 스마트폰에 연결하여 실시간으로 자신의 동작을 피드백을 제공하고 자신의 동작을 녹화촬영 후 확인이 가능하여 비교 할 수 있으며, 개인의 건강관리 및 운동 처방 등 다양한 기술이 파생되어지고 있다.

인체 중 발은 운동에서 가장 기본적으로 사용되는 부위로써 인체의 체중을 받쳐주고 충격 흡수의 역할을 담당한다. 그러나 운동 중 인체의 발과 지면 사이에는 반복적인 충격력이 유발되며 이는 피로와 손상이 발생하는 원인으로 작용한다[3-4]. 또한 일상생활에서도 근력을 제대로 사용할 수 없는 자세와 과도한 부하와 반복 동작 등에서도 근피로가 유발되며, 반복적인 운동이나 강한 강도의 근력 운동은 근피로 발생하고 이는 근육의 불균형으로 이어진다. 따라서 근육의 불균형에서 약한 근육을 강화시킴으로써 충분한 힘을 발휘할 수 있으며, 균형적인 근력은 좋은

자세를 유지할 뿐만 아니라[5] 효율적인 기능적 움직임을 만드는 기본적인 요건이다.

이러한 문제를 해결하기 위해 웨이트 트레이닝이 추천되고 있다. 웨이트 트레이닝은 많은 스포츠에서 운동선수의 퍼포먼스를 향상과 손상 및 손상 빈도를 줄이기 위해서 수행되고 있으며, 일반인에게는 질병과 만성 질환의 징후와 증상을 감소 시켜줌으로써 가장 추천하는 트레이닝방법이다[6-7]. 또한 웨이트트레이닝 프로그램은 상체와 하체의 균형을 향상시켜 주며, 그 중 가장 대표적인 스쿼트(Squat)동작은 하체뿐만 아니라 상체근육까지 골고루 발달시킴으로[8] 가장 선호하는 최고의 운동이다. 하지만 최대 가동범위를 활용한 스쿼트 운동은 힙드라이브(Hip drive)로 알려진 복잡한 동작 패턴을 직접적으로 훈련하기 때문에 어려운 운동이다. 더불어 신체의 불균형으로 근력의 차이가 있을시 낮은 무게에서는 정상적인 동작이 가능하나 무거운 무게 조건에서는 과활성화된 근육군으로만 이용하여 전체적인 균형이 무너진다.

특히 초보자들은 자신의 동작이 정확히 인지하고 수행하는지 어려움을 가지고 있으며, 선수와 단련자들은 강력한 근육을 바탕으로 보상작용을 수행해서 정확한 동작을 만들어 결국 근육의 불균형으로 인한 손상을 입기 쉽다[9-10]. 또한 발의 특정부위의 압력의 집중은 신체의 불균형뿐만 아니라 근골격계 손상을 유발 할 수 있다.

이러한 문제점은 웨어러블 기기를 이용하여 즉각적인 피드백을 제공할 수 있어 효율적인 운동지도를 할 수 있을 것으로 생각된다.

따라서 신체 불균형을 개선하기 위해서는 운동 지도자를 통한 체계화된 건강관리프로그램 적용이 필요하며, 엘리트선수를 관리하는 선수트레이너의 경우에도 효율적으로 관리할 수 있는 과학적인 방법이 필요하다. 이 연구는 현 트렌드에 발맞추어 손상예방뿐만 아니라 트레이닝 수업을 보다 양질의 피드백을 제공하여 보다 효율적이고 효과적인 운동지도를 개선하는데 목적이 있다.

II. Methods

1. Subjects

이 연구의 대상자는 정확한 동작을 수행할 수 있도록 웨이트 트레이닝 1년 이상이고 단련하고, 스쿼트 운동에 대해 교육을 받은 D대학교 재학생으로 20명을 대상으로 하였다. 사전에 실험 취지와 목적을 설명하고 충분히 이해하였으며, 실험 전 동의서를 작성하였다. 이 연구의 대상자

들의 신체적 특성은 Table 1.과 같다.

Table 1. Characteristic of Subject

Variable	participant(n=20)
Age(yr)	21.75±2.02
Hight(cm)	176.5±5.8
Wight(kg)	78.44±8.89
%fat(%)	17.25±4.04
SMM(kg)	37.01±4.28

Mean±S.D.

2. Measurement

2.1 Body composition

수동 신장 측정계로(Inbody BSM 170, korea) 신장(cm)을 측정하였으며, 체중(kg), 체지방률(%fat), 골격근량(SMM, kg)은 체성분분석기(body composition Inbody 720, korea)로 측정하였다(Table 1.).

2.2 Squat

맨몸 스쿼트(normal squat)는 중량 없이 맨몸으로 하프 스쿼트(half squat)하는 동작으로 무릎관절이 45도 굽힘시 무릎뼈가 발의 두 번째 발가락을 향하도록 실시하였다. 운동부하는 무게가 없는 상태와 무게가 있는 상태로 구분하였으며, 무게는 1RM, 90%, 75%, 50%로 무게를 설정하였다. 1RM은 미국체력관리학회(national strength & conditioning association)에서 권장하는 Baechle와 Earle[11]에 의한 방법으로 10-RM을 측정한 후 1-RM 값을 계산하여 90%, 75%, 50%의 강도를 산출해 내었다(Table 2). 실험 중 스쿼트 동작 수행의 속도는 메트로놈을 이용하여 70%와 50%는 10초 동안 5회를 실시하였으며, 90%는 10초 동안 2회를 실시하였다.

Table 2. Weight of Squat

Variable	Mean±S.D
1RM	116.75±18.65
1RM-90%	105.07±16.79
1RM-75%	87.56±14.00
1RM-50%	58.37±9.32

Mean±S.D.

2.3 Electromyography or maximal voluntary isometric contraction

하체의 각 근육별 근 활성도를 측정하기 위하여 총 16개 채널의 근전도(Telemyo DTS, Noraxon)를 사용하였

으며, 정확한 측정을 위해 실험에 앞서 각 근육별 MVIC 측정을 하였다. 근육의 근전도 데이터 수집 절차는 초당 2000Hz의 신호로 데이터를 수집하였으며, 근전도 신호의 주파수 범위(band width)는 20-450 Hz 사이로 설정하였고, 디지털 신호의 변환은 14bit 아날로그-디지털 변환기를 이용하였다. 초당 256개의 샘플링을 통해 수집된 자료의 입력신호 범위는 0~400 uN으로 하였다.

대상자 간의 비교나 근육 간의 비교를 하기 위해 실험을 통해 얻은 근전도 신호 데이터는 근전도 분석 프로그램(MyoResearch v4.0, Noraxon Co, USA)을 이용하여 필터링하고, 데이터 값을 정류한 다음, Low-pass filter로 평활화(smoothing)하여 각각의 대상자들에 대한 EMG신호의 평균값을 최대등척성 수축(% MVIC)의 백분율로 표현하였다[12].

2.4 Maximal voluntary isometric contraction

실험 대상자 개인근력의 차이로 인한 자료 분석의 오류를 방지하기 위해 최대수의적 등척성 수축력(maximal voluntary isometric contraction, MVIC)을 이용하여 정량화하였다. 양쪽 큰볼기근(gluteus maximus, GM)은 엎드린 자세에서 무릎관절 90° 굽힘 후 엉덩관절을 펴고, 검사자는 대상자의 넙다리의 후면을 내리는 힘을 가하여 측정 하였고[13], 양쪽의 안쪽넓은근(vastus medialis, VM), 가쪽넓은근(vastus lateralis, VL), 넙다리곧은근(rectus femoris, RF)은 테이블에 앉은 상태에서 무릎관절 90° 굽힘을 유지하도록 지시하면서 저항을 주고 실험 대상자가 무릎관절 펴기를 실시하도록 지시하고 측정하였으며[14] 양쪽의 반힘줄모양근(semi-tendinosus, SE)과 넙다리두갈래근(biceps femoris, BF)은 테이블에 엎드려 누운 상태에서 무릎관절 90° 굽힘을 유지하도록 지시하면서 저항을 주고 실험 대상자가 무릎관절 굽힘을 실시하도록 지시하고 측정하였다[12]. 양쪽의 앞정강근(tibialis anterior, TA)은 의자에 앉은 자세에서 무릎을 90°로 하여 발목을 발바닥쪽 굽힘 방향으로 저항을 주고 대상자는 발등 굽힘을 시도하도록 지시하고 측정하였고, 장딴지근(gastrocnemius, GM)은 의자에 앉은 자세에서 무릎을 90°로 하여 발목을 발등 굽힘 방향으로 저항을 주고 대상자는 발바닥쪽 굽힘을 시도하도록 지시하고 측정하였다[15]. 5초 동안의 자료값을 RMS 처리한 후 처음과 마지막 1초를 제외한 3초 동안의 평균 근전도 신호량을 100% MVIC로 사용하였다. 또한 대상자의 근피로를 유발하지 않기 위해 각 측정 사이의 1분의 휴식시간을 제공하였다.



Fig. 1. EMG and MVIC

2.5 EMG electrode placement

표면근전도(EMG) 부착시 피부저항의 오차를 최소화 하기 위해서 알코올로 닦아내고 근 섬유 방향을 따라 부착하였다[14]. 전극 부착부위는 Kim 등[16]과 Hibbs 등[17]의 연구를 참고하여 부착하였다(Table 3). 동작을 수행하는 동안 정확한 자세를 유지하기 위하여 예비연습을 3회 실시한 후 진행하였다.

2.6 Foot pressure using smart shoes

대상자의 스쿼트 동작시 발바닥압력 측정을 위해 Salted Fitness App와 스마트 슈즈(Salted, Korea)를 사용하였으며, 스쿼트 운동시에서 왼발과 오른발, 발의 앞과 뒤 압력(fore or rear foot), 압력중심점을 측정하였다.

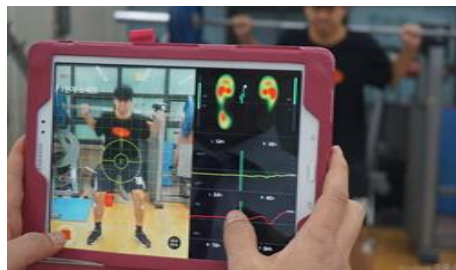


Fig. 2. Dynamic balance

3. Statistical analysis

본 실험을 통해서 얻어진 결과는 통계적 분석을 위해 IBM SPSS(version 27.0)프로그램을 이용하여, 각 변인들의 평균(M)과 표준편차(SD)를 산출하였다.

점중부하 스쿼트 운동 시 하체 근육들의 근전도의 변화와 동적 균형을 분석 검증하기 위해 독립표본 t-검증(Independent t-test)과 일원반복측정분산분석(one-way Repeated Measure ANOVA)을 실시하였으며, 시기간의 차이를 분석하기 위해 사후검정은 Bonferroni 사용하였다. 모든 유의성 검증 신뢰 수준은 $\alpha=.05$ 로 하였다.

III. Results

1. Lower Extremity Muscle Electromyography Change

이 연구에서 스쿼트 부하는 맨몸, 1RM의 50%, 75%, 90%의 점진적인 스쿼트 운동시 하체 근육의 EMG를 측정하여 분석한 결과는 다음의 Table 4.와 같다.

스쿼트 부하가 증가할수록 8개 근육 중 왼쪽 반힘줄근, 양쪽 앞정강근을 제외한 모든 근육의 활성도가 유의하게 증가하였으며, 1RM-75%, 90%에서 오른쪽과 왼쪽의 차이가 보이는 경향이 나타났다.

2. Foot Pressure using smart shoes

맨몸, 1RM의 50%, 75%, 90%의 점진적인 스쿼트 운동시 스마트 슈즈를 이용하여 발바닥압력을 측정하여 분석한 결과는 다음 Table 5.와 같다.

Table 3. Electrode placement of EMG

Muscles	Electrode Placement
Gluteus maximus (GM)	The muscular belly at a distance of 50% between the lateral edge of the sacrum and the posterosuperior edge of the greater trochanter
Rectus femoris (RF)	halfway between the greater trochanter and medial epicondyle of the femur
Vastus lateralis (VL)	one quarter of the distance from the midpoint of the lateral line of the knee joint to the anterior superior iliac spine
Vastus medialis (VM)	located 20% of the distance from the anterior superior iliac spine to the midpoint of the medial joint line
Semitendinosus (SE)	The midpoint between the ischial tuberosity and the medial epicondyle of the tibia
Biceps femoris (BF)	placed halfway between the ischial tuberosity and the insertion site at the fibular head
Tibialis anterior (TA)	1/3rd on the line between the tip of the fibula and the tip of the medial malleolus.
Lateral gastrocnemius (LG)	1/3rd on the line between the head of fibula and the heel.

스쿼트 부하가 증가될 수 발앞부(Front Foot)의 압력이 유의하게 증가하였고($p<.001$), 발뒤부(Rear Foot)의 압력은 유의하게 감소하였으며($p<.001$), 발앞부와 발뒤부(F/R COP)의 비율도 유의하게 증가하였다.($p<.001$)

IV. Discussion

초보자들은 자신의 동작이 정확히 인지하고 수행하는지 어려움을 가지고 있으며 선수와 단련자들은 강력한 근육을 바탕으로 보상작용을 수행하여 정확한 동작을 만들기 때문에 근육의 불균형을 찾아내기가 힘들다. 본 연구는 이러한 문제점을 알아보기 위해 부하가 증가될수록 하체 근육의 활성화도와 발바닥압력의 변화를 알아보고자 실시되었다.

인간의 움직임 동작의 변화는 한쪽으로 과도한 작업부하와 반복 동작, 자세의 불균형 등에 의해 유발되며, 이로 인해 손상이 증가하고 있기 때문에[18] 인체의 움직임과 신체 분절 사이의 협응과 균형이 필요하다[19]. 근육의 균형성 유지는 효율적인 움직임 및 자세를 유지하기 위한 중요한 요인으로 근육의 긴장은 반사적으로 길항근을 억제하여 근육 불균형은 유발하며 근육의 불균형한 힘으로 인해 관절 기능장애로 이어지기 때문에[20] 운동시 근육의

불균형을 체크하고 개선시키는 것이 필요하다.

효율적인 움직임이란 근육뼈대계통에 부담을 최소화하면서 움직임 동작과 통증에 불편함이 없이 관절 정렬, 근육의 협응과 자세를 포함한 움직임이다[21-22].

잘못된 동작은 통증과 관련이 있는 경우 불편함이나 통증을 보상하기 위해 운동 동작이 바뀔 수 있으며 오래 지속되면 움직임의 질과 기능이 감소한다[12, 23-24].

모든 운동프로그램의 목표는 인간의 움직임 패턴을 효율적으로 향상시키는 것이다. 운동으로 일반적으로 적용하는 기본적인 인간 움직임 동작 중 하나는 스쿼트 운동으로 근육과 관절이 최적으로 수행되어야 하는 복잡한 다관절 운동이면서 전체 근육의 65%를 사용한다[25]. 또한 기능적이 동작의 조합이 필요하며 임상평가 및 체력수준과 기술을 향상시키기 위한 중요한 기본 운동이다[26].

각 근육군들의 적절한 균형과 협응으로 스쿼트를 수행하는 능력은 전반적인 움직임의 질을 나타내는 지표이며 스쿼트를 적절하게 수행할 수 없다는 것은 관절의 가동성 제한과 안정성이 감소하였다는 의미이다[12].

이 연구 결과 스쿼트 부하가 증가할수록 8개 근육 중 왼쪽 반힘줄모양근, 양쪽 앞정강근을 제외한 모든 근육의 활성화도가 유의하게 증가하였으며, 1RM-75%, 90%에서 오른쪽과 왼쪽의 차이가 보이는 경향이 나타났다.

Table 4. EMG changes in lower body muscles during squat

(unit: μV)

Variables	Squat	1RM-50%	1RM-75%	1RM-90%	F	P	Post-hoc
R-GM	50.95±30.80	63.61±46.76	89.40±44.33	98.71±54.89	5.996	.001**	90,75>S
L-GM	47.79±30.03	49.95±36.37	70.55±38.07	69.58±41.86	5.843	.026*	90>50
p	.745	.938	.157	.067			
R-RF	81.14±43.15	169.58±92.06	189.41±144.90	178.78±114.23	6.801	.001**	90,75,50>S
L-RF	82.96±53.92	151.28±104.00	153.84±81.76	142.55±82.08	4.843	.005**	90,75>S
p	.907	.524	.345	.257			
R-VL	126.81±51.41	210.42±104.5	280.81±153.04	260.23±132.26	13.490	.000***	90>S,75>50>S
L-VL	137.66±58.99	213.70±104.65	251.73±119.17	210.20±118.24	7.9747	.000***	75,50>S
p	.539	.922	.507	.215			
R-VM	118.32±49.82	206.46±90.14	258.32±111.44	200.56±98.31	21.697	.000***	90>S,75>50>S
L-VM	140.69±57.59	246.28±110.77	302.82±121.18	243.57±100.29	36.107	.000***	75>90,50,S
p	.197	.220	.234	.179			
R-SE	28.37±20.91	36.57±16.37	66.12±32.88	62.25±30.06	2.881	.044*	90,75>S
L-SE	28.03±22.03	31.88±19.07	106.38±141.59	73.82±66.94	1.727	.172	
p	.960	.409	.229	.485			
R-BF	29.20±32.85	44.67±19.07	120.50±127.80	78.03±40.70	7.205	.000***	90>50,S, 75>S
L-BF	21.37±9.78	42.49±18.13	66.88±26.64	66.63±24.21	35.215		90,75>50>S
p	.314	.712	.081	.289			
R-TA	91.52±42.97	81.85±28.58	101.80±36.92	95.69±33.46	2.580	.062	75>50
L-TA	107.00±43.52	93.55±36.21	102.30±38.22	102.23±47.73	.466	.707	
p	.265	.264	.967	.619			
R-LG	18.58±12.75	47.80±39.13	69.50±64.19	55.43±33.41	5.867	.001**	90,75,50>S
L-LG	17.19±14.89	33.35±16.04	51.77±26.75	48.73±23.62	19.328	.000***	90,75>50,S
p	.753	.509	.261	.468			

Mean±S.D. R : Right, L : Left, GM :Gluteus maximus, RF : Rectus femoris, VL : Vastus lateralis, VM : Vastus medialis, SE : Semitendinosus, BF : Biceps femoris, TA : Tibialis anterior, LG : Lateral gastrocnemius. One-way Repeated Measure ANOVA ; * $p<.05$, ** $p<.01$, *** $p<.001$

Table 5. Foot pressure using smart shoes

(unit : %)

Variables	Right foot	Lift foot	Front Foot	Rear Foot	R/L COP	F/R COP
Squat	51.20±0.59	48.80±0.59	44.05±17.71	55.95±3.96	61.95±5.19	41.70±5.32
1RM-50%	50.50±0.72	49.50±0.72	60.30±18.85	39.70±4.21	50.40±5.95	54.35±6.39
1RM-75%	50.70±0.68	49.35±0.68	68.50±6.37	31.35±1.50	56.65±5.42	65.55±4.26
1RM-90%	50.80±0.73	49.10±0.73	66.45±9.79	33.55±2.19	57.20±5.63	65.10±4.76
F	.545	.205	26.179	12.207	.873	7.115
P	.654	.656	.000***	.000***	.460	.000***
Post-hoc			90,75,50>S	S>50,75,90		90,75>S

Mean±S.D. R/L: Right/Lift, F/R :Front/Rear, COP : Center Of Pressure, One-way Repeated Measure ANOVA ; *p<.05, **p<.01, ***p<.001

스쿼트 동작은 여러 근육과 관절이 최적으로 수행되어야 하는 다관절 운동으로 효율적으로 수행되기 위해서는 발목, 엉덩, 등뼈관절의 가동성이 필요하고 발, 무릎, 허리 관절의 안정성이 요구된다[27]. 잘못된 정렬과 좋지 않은 자세에서 스쿼트 운동은 발목, 무릎, 엉덩이, 허리뼈 및 등뼈 압박력과 전단력을 증가시킬 수 있다. 스쿼트 운동시 정렬을 유지하지 못하는 이유는 무릎 위 엉덩관절과 아래 발목관절의 근육의 기능이 감소한 것이며[12,24], 특히 다관절 근육인 넙다리곧은근, 뒤넙다리근, 장딴지근의 발달 감소 및 잘못된 순서로 활성화되거나 유연성 감소는 무릎 손상을 가중시킨다[23].

선행연구에 의하면 스쿼트 운동시 넙다리네갈래근에 의해 전달되는 전방 전단력에 대응하여 뒤넙다리근이 무릎 관절을 안정화 시키지만[28] 잘못된 자세는 무릎넙다리관절에 압박력(3.75~4.6배)과 전단력(1.5~3.5배)이 증가하며[12,24], 앞십자인대, 반달연골 및 연골을 손상시킬 수 있다[29]. 뒤넙다리근은 스쿼트 시 낮은 근육 활성도를 보이며[30] 신장성 수축으로 무릎의 안정을 유지한다. 앞정강근의 근력 및 활성화 감소는 발목관절에서의 발등굽힘의 가동성을 감소시켜 발과 무릎관절에 보상작용을 유발하고[23-24] 안정성도 감소시킨다[31].

이는 근육의 균형이 깨지면 관절의 기능과 운동수행력이 감소한다는 것을 의미한다. 따라서 스쿼트 운동시 일부 근육이 과활성화 되거나 너무 약해서 저활성화 되면 무릎 관절의 위험을 증가시키고 운동 동작을 보상하기 때문에 과활성화 및 저활성화된 근육을 빠르게 찾아내고 피드백을 제공하는 것이 필요하다.

스마트 슈즈로 발바닥 압력을 측정된 결과 스쿼트 부하가 증가될 수 발앞부(FF)의 압력이 유의하게 증가하였고 발뒤부(RF)의 압력은 유의하게 감소하였다.

발은 지면으로부터 받는 충격을 흡수하고 추진력을 제공하는 중요한 역할을 하며[32], 발바닥압력은 지면과 접촉하는 동안 서 있거나 이동하는 동안 체중을 분산시켜 하체의 기능 수행에 작용하여 균형을 유지하는 역할을 한다

[33]. 균형능력은 움직임을 위해 지지면에 중력 중심선을 유지하는 과정으로[34], 발의 특정 부위에 가해지는 발바닥압력은 균형능력을 판단할 수 있는 하나의 요소이다.

자세의 불안정성 및 운동시 부하의 강도에 따라 발의 특정 부위의 과도한 압력 형성은 근골격계 손상과 관련성이 있으며 발바닥압력을 실시간으로 모니터링이 가능한 스마트 신발은 근골격계 질환의 예측인자로 활용이 가능하다[35]. 또한 스쿼트의 생체 역학에서 COP 위치는 근육 활동에 영향을 줄 수 있다[36].

선행연구에 의하면 정상발과 평발(엷침)을 가진 대상으로 하프 스쿼트 한 결과 정상발은 발뒤부에 평발은 발앞부에 높은 발바닥 압력분포를 보였으며[37], 발바닥압력이 전방으로 이동시킴에 따라 반힘줄모양근과 가쪽 장딴지근의 근활성도가 증가하고 큰볼기근과 앞정강근의 근활성도가 감소한다[38]. 또한 맨몸 스쿼트 시 단련자는 발앞부와 발뒤부가 균등한 반면 비 단련자는 발뒤부에 많은 압력분포가 높으며 이는 하체와 척추의 손상을 야기하기 함으로 균형적인 압력분포를 가져야 한다고 하였다[39]. 스쿼트 운동시 시상면에서 움직임 변화는 단련자이 경우 5cm 움직임을, 비단련자는 11cm의 움직임으로 속도도에 따라서 움직임에 차이를 보여주고 있지만[40] 특히 비단련자는 움직임이 정상적인지 비정상적인 움직임을 확인하기엔 어려움이 있다.

따라서 스쿼트 동안 근육의 불균형으로 인한 근육 활성화 패턴의 변화는 관절의 손상위험을 증가시킬 수 있음을 인지하여야 하며 운동시 근육이 불균형을 인지할 수 있도록 즉각적인 피드백을 적용하여야 한다.

V. Conclusions

본 연구는 남자대학생을 대상으로 점진적 스쿼트 운동시 하체 근활성도와 발바닥압력의 변화를 살펴보고 근전도와 스마트 슈즈를 이용하여 근육이 불균형을 확인 및 인지시키고 즉각적인 피드백을 제공하여 효율적인 운동지도에 도

움이 되고자 실시되었다. 다음과 같은 결론을 도출하였다.

첫째 스쿼트 부하가 증가할수록 8개 근육 중 왼쪽 반힘줄모양근, 양쪽 앞정강근을 제외한 모든 근육의 활성도가 유의하게 증가하였으며, 1RM-75%, 90%에서 오른쪽과 왼쪽의 차이가 보이는 경향이 나타났다.

둘째 스마트 슈즈로 발바닥 압력은 스쿼트 부하가 증가될 수 발앞부(FF)의 압력이 유의하게 증가하였고 발뒤부(RF)의 압력은 유의하게 감소하였다.

통증이나 기능장애의 원인 중 하나는 지속적으로 근육의 불균형이 유발하여 변화된 동작패턴이 정착되어 근육과 관절의 손상 위험이 증가할 수 있음을 인지하여야 한다.

운동은 양날의 칼과 같다. 어떻게 사용하느냐의 따라 이익이 될 수도 독이 될 수도 있음을 인지하여야 한다.

따라서 웨어러블 기기를 이용하여 즉각적인 피드백 제공은 근육의 불균형을 예방하고 효과적인 운동지도를 할 수 있을 것이다. 또한 현 피트니스 트렌드와 접목하여 올바른 자세로 운동하는 방법을 제시할 수 있으며 선수들의 재활운동 및 경기력 향상에도 도움이 될 수 있을 것으로 생각된다.

REFERENCES

- [1] W. R. Thompson, "Worldwide survey of fitness trends for 2022", *ACSM's Health & Fitness Journal*, Vol. 26, No. 1, pp 11-20, 2022. DOI: 10.1249/FIT.0000000000000732.
- [2] Smart Shoes, <http://www.gamtantimes.com/news/articleView.html?idxno=14492>, 2016.
- [3] B. M. Nigg, S. Hintzen, and R. Ferber, "Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics", *Clinical Biomechanics*, Vol. 21, No. 1, pp. 82-88. January 2006. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2005.08.013.
- [4] A. K. Ramanathan, P. Kiran, G. P. Arnold, W. Wang, and R. J. Abboud, "Repeatability of the Pedar-X® in-shoe pressure measuring system", *Foot and ankle surgery*, Vol. 16, No. 2, pp. 70-73. June 2010. DOI: 10.1016/j.fas.2009.05.006.
- [5] W. J. Evans, Weight training exercise prescription. In: *Essentials of Personal Training Symposium workbook* Lincoln, NE: NSCA Certification Commission. 1999.
- [6] J. Ciccolo, L. Carr, K. Krupel, J. Longval, "The role of resistance training in the prevention and treatment of chronic disease", *Am. J. Lifestyle Med.*, Vol. 4, No. 4, pp 293-308, 2010. DOI: 10.1177/1559827609354034.
- [7] W. Westcott, "Resistance training is medicine: effects of strength training on health", *Curr. Sports Med. Rep.*, Vol. 11, No. 4, pp 209-216, August 2012. DOI: 10.1249/JSR.0b013e31825dabb8
- [8] L. Goldberg, D. L. Elliot, and K. S. Kuehl, "A comparison of the cardiovascular effects of running and weight training", *Journal of Strength and Conditioning Research*, Vol. 8, No. 4, pp 219-224, November 1994.
- [9] A. C. Fry, J. C. Smith, and B. K. Schilling, "Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat", *The Journal of Strength & Conditioning Research*, Vol. 17, No. 4, pp 629-633, Nov 2003. DOI: 10.1519/1533-4287(2003)017<0629:eokpoh>2.0.co;2.
- [10] P. O'Shea, "Sports performance series: The parallel squat", *Strength & conditioning journal*, Vol. 7, No. 1, pp 4-6. February 1985.
- [11] T. R. Baechle, and R. W. Earle, (Eds.). "Essentials of strength training and conditioning", *Human kinetics*. 2008.
- [12] F. P. Kendall, E. K. McCreary, P. G. Provance, M. M. Rodgers, and W. A. Romani, "Muscles: testing and function with posture and pain (Vol. 5)", Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins. 2005.
- [13] E. L. Willcox, and A. M. Burden, "The influence of varying hip angle and pelvis position on muscle recruitment patterns of the hip abductor muscles during the clam exercise", *journal of orthopaedic & sports physical therapy*, Vol. 43, No. 5, pp 325-331. May 2013. DOI: 10.2519/jospt.2013.4004.
- [14] R. Escamilla, N. Zheng, T. Macleod, W. Brent Edwards, R. Imamura, A. Hreljac, and J. Andrews, "Patellofemoral joint force and stress during the wall squat and one-leg squat", *Medicine+ Science in Sports+ Exercise*, Vol. 41, No. 4, pp 879-888. April 2009. DOI: 10.1249/MSS.0b013e31818e7ead.
- [15] C. N. Maganaris, V. Baltzopoulos, and A. J. Sargeant, "Changes in the tibialis anterior tendon moment arm from rest to maximum isometric dorsiflexion: in vivo observations in man", *Clinical biomechanics*, Vol. 14, No. 9, pp 661-666, November 1999 DOI: 10.1016/S0268-0033(99)00018-2.
- [16] T. W. Kim, S. J. Gong, S. G. Gil, J. Park, H. Jeon, J. Song, and W. S. Chae, "Electromyographic analysis: theory and application" Seoul, Hanmi Med, 2013.
- [17] HA. E. ibbs, K. G. Thompson, D. N. French, D. Hodgson, and I. R. Spears, "Peak and average rectified EMG measures: which method of data reduction should be used for assessing core training exercises", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 21, No. 1, pp 102-111, February 2011. DOI: 10.1016/j.jelekin.2010.06.001.
- [18] T. Egerton, S. G. Brauer, and A. G. Cresswell, "The immediate effect of physical activity on standing balance in healthy and balance-impaired older people", *Australasian journal on ageing*, Vol. 28, No. 2, pp 93-96. June, 2009. DOI: 10.1111/j.1741-6612.2009.00350.x.
- [19] R. Y. Ahmad, "Coordination of body segments during turning in healthy adults: A review", *Nigerian Journal of Basic and*

- Clinical Sciences, Vol. 14, No. 2, pp 78-82, Oct 2017. DOI: 10.4103/njbc.njbc_8_17.
- [20] J. Gibbons, "Muscle energy techniques: A practical guide for physical therapists", North Atlantic Books. 2022.
- [21] J. Pitt-Brooke, A. Reid, J. Lockwood, and K. Kerr, "Rehabilitation of Movement: Theoretical Basis of Clinical Practice" Elsevier Health Sciences. 1998.
- [22] M. Kritz, J. Cronin, and P. Hume, "The bodyweight squat: A movement screen for the squat pattern", *Strength & Conditioning Journal*, Vol. 31, No. 1, pp 76-85. February 2009. DOI: 10.1519/SSC.0b013e318195eb2f.
- [23] M. J. Alter, "Science of flexibility", Human Kinetics. 2004.
- [24] G. Cook, "Athletic body in balance", Human kinetics. 2003.
- [25] H. S. Legg, M. Glaister, D. J. Cleather, and J. E. Goodwin, "The effect of weightlifting shoes on the kinetics and kinematics of the back squat", *Journal of sports sciences*, Vol. 35, No. 5, pp 508-515, Apr 2017 DOI : 10.1080/02640414.2016.1175652.
- [26] G. Cook, L. Burton, K. Kiesel, G. Rose, and M. F. Brynt, "Movement: Functional movement systems: Screening, assessment", *Corrective Strategies* (1st ed.). Aptos, CA: On Target Publications. 2010.
- [27] R. F. Escamilla, "Knee biomechanics of the dynamic squat exercise", *Medicine & science in sports & exercise*, Vol. 33, No. 1, pp 3127-3141, Jan, 2001. DOI: 10.1097/00005768-200101000-00020.
- [28] R. A. Palmitier, K. N. An, S. G. Scott, and E. Chao, "Kinetic chain exercise in knee rehabilitation. *Sports medicine*", Vol. 11, No. 6, pp 402-413, Oct 1991. DOI: 10.2165/00007256-199111060-00005.
- [29] R. F. Escamilla, G. S. Fleisig, T. M. Lowry, S. W. Barrentine, and J. R. Andrews, "A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths", *Medicine and science in sports and exercise*, Vol. 33, No. 6, pp 984-998. Jun, 2001. DOI: 10.1097/00005768-200106000-00019.
- [30] J. A. Isear Jr, J. C. Erickson, and T. W. Worrell, "EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat", *Medicine and science in sports and exercise*, Vol. 29, No. 4, pp 532-539, Apr 1997. DOI: 10.1097/00005768-199704000-00016.
- [31] S. Sahrman, "Movement system impairment syndromes of the extremities, cervical and thoracic spines. Elsevier Health Sciences. 2010.
- [32] B. E. Maki, "Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear", *Journal of the American geriatrics society*, Vol. 45, No. 3, pp 313-320, April 1997. DOI: 10.1111/j.1532-5415.1997.tb00946.x
- [33] J. M. Guralnik, E. M. Simonsick, L. Ferrucci, R. J. Glynn, L. F. Berkman, B. G. Lazer, and R. B. Wallace, "A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission", *Journal of gerontology*, Vol. 49, No. 2, pp M85-M94. March 1994. DOI: 10.1093/geronj/49.2.M85.
- [34] D. Dvir, J. Cohen, and P. Singer, "Computerized energy balance and complications in critically ill patients: an observational study", *Clinical Nutrition*, Vol. 25, No. 1, pp 37-44, Feb 2003. DOI: 10.1016/j.clnu.2005.10.010.
- [35] G. Valenza, M. Nardelli, A. Lanata, C. Gentili, G. Bertschy, R. Paradiso, and E. P. Scilingo, "Wearable monitoring for mood recognition in bipolar disorder based on history-dependent long-term heart rate variability analysis", *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, Vol. 18, No. 5, pp 1625-1635, 2013. DOI: 10.1109/JBHI.2013.2290382.
- [36] S. K. Lynn, and G. J. Noffal, "Lower extremity biomechanics during a regular and counterbalanced squat", *The Journal of Strength & Conditioning Research*, Vol. 26, No. 9, pp 2417-2425, Sep 2012. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31823f8c2d.
- [37] H. K. Da, J. D. Lee, & K. Kim, "Plantar pressures in individuals with normal and pronated feet according to static squat depths", *Journal of Physical Therapy Science*, Vol. 27, No. 9, pp 2833-2835. Jun 2015. DOI: 10.1589/jpts.27.2833.
- [38] T. Kitamura, A. Kido, Y. Ishida, Y. Kobayashi, S. Tsukamoto, and Y. Tanaka, "Muscle activity pattern with a shifted center of pressure during the squat exercise", *Journal of Sports Science & Medicine*, 18(2), 248. Jun 2019
- [39] H. H. Won, M. W. Kim, Y. H. Bae, and Y. J. Kim, "A Study on Impact of Squat Exercise on Foot Pressure with different loads", *Journal of Fisheries and Marine Sciences Education*, Vol. 25, No. 4, pp 891-897. 2013. DOI: 10.13000/JFMSE.2013.25.4.891.
- [40] M. R. McKean, P. K. Dunn, and Burkett, B. J. (2010). Quantifying the movement and the influence of load in the back squat exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, Vol. 24, No. 6, pp. 1671-1679. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3181d8eb4e.

Authors



Jin-Wook Lee received B.S. degree in Korea University. in 1999. He received his M.S. degree in sports medicine Ph.D. degree in physical education from the University of Dankook in 2010 and 2017, respectively.

Dr. Lee is a Assistant Professor at the Dept. of Exercise Prescription & Rehabilitation, Dankook University, Korea. His research interests are in sports medicine, exercise prescription, sports Rehabilitation, exercise physiology.



Jin-Young Jung received the B.S., M.S. and Ph.D. degrees in Computer Science and from Hannam University, Korea, in 1992, 1994 and 2002, respectively. Jin-Young Jung joined the faculty of the Department of Health and

IT convergence, Daejeon Health Institute of Technology, Daejeon, Korea, in 1997. He is currently a Professor in the Department of computer information, Daejeon Health Institute of Technology. He is interested in parallel computing, internet and mobile computing, and cloud computing.