



Original Article

The Effect of Dynamic Lumbar Kyphosis on the Biomechanical Factors of the Lumbar Joints during Deep Squats

Jae-woo Lee, Young-tae Lim and Moon-seok Kwon*

Konkuk University

Article Info

Received 2024. 02. 07.

Revised 2024. 03. 27.

Accepted 2024. 04. 08.

Correspondence*

Moon-seok Kwon

rnjsanstjr@kku.ac.kr

Key Words

Dynamic lumbar Kyphosis,
Deep squat, Lumbar joint,
Single repetition maximum,
Biomechanical factor

PURPOSE This study analyzed the effect of dynamic lumbar kyphosis on the biomechanical factors affecting the lumbar joints during deep squats. **METHODS** Thirty adults in their 20s who had experienced weight training for more than one year participated in this study (age: 23.4 ± 3.5 years old, height: 175.3 ± 4.3 cm, weight: 75.8 ± 6.5 kg, squat single repetition maximum (1RM) weight: 115.3 ± 19.5 kg). Under both restricted dynamic lumbar kyphosis (RDLK) and dynamic lumbar kyphosis (DLK), subjects completed one repetition of deep squats at a load of 70% of their 1-RM weight. To verify the consistency of deep squat movements performed under DLK and RDLK conditions, intra-rater reliability was analyzed using intra-class correlation. The biomechanical variables of the lumbar joint were calculated during DLK and RDLK deep squats. Paired sample t-tests (IBM SPSS 27.0, Armonk, New York, USA) were used for statistical verification. **RESULTS** During the deep squat movement performed in DLK and RDLK conditions, the peak angles of the ankle, knee, and hip joints, the minimum height of the pelvis, and the time and tempo showed statistically high reliability, confirming the accuracy of the movement. The peak flexion angle and moment, left flexion moment, left rotation moment, and compression force factors of the lumbar joint during deep squat were significantly lower in RDLK than in DLK. **CONCLUSIONS** Restricting lumbar dynamic kyphosis during deep squats is essential for decreasing the risk of lumbar joint injury.

서론

딥 스쿼트(deep squat)는 큰 하지 관절의 운동 범위와 스쿼팅 깊이를 동반한다(Escamilla et al., 2001; Lim et al., 2018). 그리고 딥 스쿼트는 외적 중량물을 상·하 방향으로 크게 이동시켜야 하므로 다른 스쿼트에 비해 높은 강도의 운동법이며, 동시에 많은 하지와 코어 근육들의 동원을 필요로 한다(Schoenfeld, 2010). 이러한 이유로 딥 스쿼트 운동 시 하지 관절의 가동성 확보와 척추의 안전성 확보는 요추 관절의 부상 위험성을 낮추기 위해 반드시 필요한 요소들이다(Clark et al., 2016; Kim et al., 2015; Zawadka et al., 2020). 만약 딥 스쿼트 시 척추 안정성이 결여되면 잘못된 보상작용(compensation) 움직임을 발생시키게 되며, 이로 인

해 하지 및 요추 관절 근골격계 손상 위험성을 증가시킬 수 있다(Ausavanonkulporn et al., 2019; Colloca & Hinrichs, 2005; Deyo & Mirza, 2016; Kritz et al., 2009; Yanagisawa et al., 2021). 따라서 양발과 무릎 관절은 안정적으로 유지하여야 하며, 하지 관절들은 원활한 굴신 운동을 위한 가동성 확보, 요추(lumbar vertebrae) 관절은 신체 중립 상태 유지의 역할을 수행하여야 안전하고 성공적인 딥 스쿼트 동작을 수행할 수 있다(Kritz et al., 2009; Schoenfeld, 2010).

딥 스쿼트 시 요추 관절에는 체중과 외적 중량물의 하중에 의해 순간적으로 큰 부하가 발생한다(Norris, 1995; Wilke & Rohlmann, 2012). 이에 잘못된 자세의 딥 스쿼트 동작은 요통(low back pain), 추간판 탈출증(herniated intervertebral disc) 등의 요추 관절 손상을 동반할 위험성을 가지고 있다(Burgess-Limerick, 2003; Cappozzo et al., 1985; Eltoukhy et al., 2016; Mawston & Boocock, 2015; Yanagisawa et al., 2021). 이에 많은 지도자들은 중량 부하 운동 참여자들에게 딥 스쿼트 동작 시 요추 관절

© This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://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.

의 후만(kyphosis) 움직임을 제어하여 중립 상태인 전만(lordosis)을 유지할 수 있는 자세를 권장하고 있다(Cappozzo et al., 1985; Mawston & Boocock, 2015). 그럼에도 불구하고 딥 스쿼트 시 하강 구간의 최대 깊이로 앉는 지점에서 허리의 굽어지는 현상인 동적 요추 후만은 많은 운동참여자들에게서 빈번하게 관찰된다(McKean et al., 2010; Oshikawa et al., 2018; Yanagisawa et al., 2021). 동적 요추 후만(dynamic lumbar kyphosis)은 딥 스쿼트 동작 시 하지 관절의 굴곡 운동으로 수행되는 하강 구간(descending phase)에서 중립 상태인 요추 관절의 불수의적 굴곡(involuntary flexion) 움직임을 의미한다. 딥 스쿼트 운동을 수행 및 지도하는 운동현장에서는 이를 둔부(hip)가 윈크(wink)하는 형상이라고 일컬어 '벧 윈크(butt wink)'라 명칭하고 있다. 이 같은 동적 요추 후만 현상은 요추 관절의 중립 상태를 유지하지 못한 상태에서 스쿼팅 깊이의 증가로 인해 발생하는 것으로 알려져 있다(McKean et al., 2010).

딥 스쿼트 동작 시 동적 요추 후만에 대한 선행연구들 중 McKean et al.(2010)은 외적 중량물의 무게를 연구참여자 체중의 50%로 설정하여 딥 스쿼트를 수행했을 때 발생하는 동적 요추 후만은 자연스러운 움직임으로 판단하였고, 웨이트 트레이닝 숙련자의 경우 딥 스쿼트 동작에서 나타나는 동적 요추 후만의 제어는 불필요하다고 제안하였다. 하지만 Cappozzo et al.(1985)는 딥 스쿼트 동작에서 몸통의 굴곡으로 발생하는 요추 후만은 척추관절 내 압축력을 증가시키는 요인으로 보고하였다. 그리고 Hartmann et al.(2013)은 스쿼트 시 동적 요추 후만은 요추 관절 내 압축력과 전단력의 증가를 발생시키며 이는 추간판 탈출 위험성을 상승시키는 요인으로 판단하였다. 이와 같이 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만에 대한 선행연구들간 상해 위험성에 대한 결과에 차이점들이 존재하기 때문에 요추 관절을 보다 정량적으로 해석할 수 있는 모델을 이용한 추가 연구의 필요성이 있다고 판단된다.

요추 관절은 천골(sacrum)을 통해 골반(pelvis) 연결된 구조이다(Neumann, 2017). 이러한 구조적 특성 때문에 요추 관절의 굴신 움직임은 골반의 전·후방 기울기(anterior:posterior tilt) 움직임에 영향을 받는다(Maduri et al., 2008; Neumann, 2017; Tafazzol et al., 2014). 더욱이 딥 스쿼트 동작은 대표적인 닫힌 사슬 운동이다(Caterisano et al., 2002; Escamilla et al., 2001; Schoenfeld, 2010; Zatsiorsky, 2002). 따라서 운동학적, 운동역학적 체인의 관점에서 딥 스쿼트 시 일관성 없는 하지 근골격계의 운동은 동적 요추 후만을 정량적으로 설명하는데 제한점으로 작용한다(Comfort & Kasim, 2007; Tafazzol et al., 2014; Zawadka et al., 2020). 그리고 딥 스쿼트 동작 시 동적 요추 후만의 발생이 운동 수행 능력 및 요추 관절 상해 위험성에 미치는 영향의 인과관계를 설명하기에는 관련된 정량적 연구가 미흡한 실정이다.

그러므로 본 연구 목적은 딥 스쿼트 시 하지 관절의 가동범위와 스쿼트 깊이 및 하강과 상승 구간의 템포 요인들의 신뢰성을 검증하고 동일한 딥 스쿼트 조건에서의 동적 요추 후만이 요추 관절의 운동역학적 변인들에 미치는 영향을 분석하는데 있다. 이를 통해 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 요추 관절의 상해 위험 요인들에 미치는 영향을 확인함으로써 딥 스쿼트를 수행하는 운동 프로그램 참여자들에게 요추 관절 부상 예방을 위한 정보를 제공하고자 한다.

연구방법

연구대상

본 연구는 아래 제시한 조건에 해당하는 성인 남자 총 30명이 실험에 참여하였다(Table 1).

최근 1년간 하지 및 요추 관절의 근골격계 병력과 신체 불균형이 없고, 주동 다리(dominant leg)가 오른쪽 다리이며 중·고강도의 웨이트 트레이닝을 1년 이상 지속한 숙련자로서 딥 스쿼트 기준 1회 최대 반복(1-Repetition Maximum: 1-RM) 중량 100kg 이상을 수행할 수 있고 동적 요추 후만이 관찰된 20대 성인으로 선정하였다. 본 연구는 윤리적인 연구참여자 모집 및 선정과 원활하고 안전한 실험 진행을 위해 건국대학교 기관 생명윤리위원회의 승인을 받은 뒤에 연구참여자들에게 본 연구의 목적과 실험 절차를 설명받은 뒤, 연구 참여동의서에 서명한 후 진행하였다(IRB No. 7001355-202204-HR-543).

연구 장비 및 절차

본 연구는 딥 스쿼트 동작에서 발생하는 동적 요추 후만에 대한 실험이므로 연구참여자에게 본 연구의 세부적인 목적과 내용을 전달할 경우 연구참여자가 딥 스쿼트 동작 시 동적 요추 후만을 의도적으로 제어하고 이로 인해 수집 데이터에 오류가 발생할 것으로 판단하였다. 따라서 연구참여자에게 본 연구의 세부 목적 및 내용을 전달하지 않고 간략한 실험 절차와 주의사항을 전달하여 실험을 진행하였다. 딥 스쿼트 시 연구참여자별 상대적 적정 운동강도를 설정하기 위해 참여자들의 근 피로도를 고려하여 본 실험을 진행하기 일주일 전에 딥 스쿼트 1회 최대 중량 검사(1-Repetition Maximum Test: 1-RM Test)를 측정하였다. 1-RM 검사는 미국 체력관리학회(National Strength and Conditioning Association: NSCA)에서 제시한 방법으로 진행하였고(Haff & Triplett, 2016), 수집된 연구참여자별 스쿼트 1-RM 측정자료는 본 실험의 딥 스쿼트 동작에서 외적 중량 부하(external weight load)인 바벨과 중량 원판의 무게 설정에 사용하였다. 연구참여자는 신체 계측을 마친 뒤, 약 10분간 스트레칭과 준비운동을 실시하였고 신체에 밀착되는 spandex 소재의 의류로 갈아입었다. Vicon 사에서 제공하는 Plug-in-Gait 모델을 기반으로 총 51개의 15mm 구형 반사 마커(reflective marker)를 참여자들의 신체 주요 분절과 관절에 부착하였다. 딥 스쿼트는 동작 특성상 골반에 부착된 반사 마커가 신체 일부에 의해 가려지므로 이를 대비하여 좌·우 장골능(iliac crest) 최상단 부위에 부착하였고 외적 중량물인 바벨(barbell)의 양쪽 끝에 반사 마커를 추가 부착하였다. 연구참여자의 신체에 반사 마커를 부착한 뒤, Vicon 사에서 제공하는 Active Wand를 사용하여 캘리브레이션(calibration)을 수행하였으며, 이를 통해 전역 좌표계를 설정하였다. 전역 좌표계(global reference frame)는 전·후 방향을 Y축, 좌·우 방향을 X축,

Table 1. Characteristics of participants

n=30	Age(yrs)	Height(cm)	Weight(kg)	SQ 1-RM weight(kg)
Mean±SD	23.4±3.5	175.3±4.3	75.8±6.5	115.3±19.5

수직 방향을 Z축으로 정의하였다(Figure 1). 연구참여자들의 해부학적 자세(anatomical position)인 static trial과 딥 스쿼트 동작인 dynamic trial들은 적외선 카메라를 이용하여 촬영하였다.

딥 스쿼트 시 연구참여자들의 주요 관절 및 분절에 부착된 반사 마커의 위치 데이터 수집과 3차원 운동학적 분석을 위해 적외선 카메라(MX-T10S, Vicon, USA, 250Hz) 8대와 Nexus ver. 2.14(Vicon, USA) 소프트웨어를 사용하였다. 딥 스쿼트 시 연구참여자는 2대의 지면반력기(OR6-7-1000, AMTI, USA, 2000Hz) 위에 양발을 각각 위치시키고 양발의 너비는 골반 너비의 약 100-120%, 양발의 방향은 약 15-30° 외회전(external rotation)시켜 균등하게 위치하게 하였다. 외적 중량물인 바벨은 연구참여자의 7번 경추 극돌기(spinal process of 7th cervical spine)와 견갑극(spine of scapula)의 중간부에 위치시켰다. 딥 스쿼트 시 외적 중량 부하는 근 비대 목적의 운동강도인 1회 반복 최대 중량(1-RM)의 70%로 설정하였다. 각 연구참여자는 올바른 딥 스쿼트를 수행하기 위해 양발이 지면에서 떨어지지 않고 자세의 과도한 흔들림이 없는 상태에서 대퇴부(thigh) 후면이 종아리와 서로 접촉하도록 무릎 관절을 굴곡 시켰으며(Escamilla, 2001). 사전에 무릎 관절의 최대 굴곡 각도인 120°를 연구참여자에게 인지시키고 연습한 뒤, 본 실험에서 무릎 관절 굴곡 각도가 120° 이상이 되도록 딥 스쿼트를 수행하였다.

딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 하지 및 요추 관절의 운동학적, 운동역학적 변인에 미치는 영향을 확인하기 위해 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 발생하는 DLK(Dynamic Lumbar Kyphosis)조건과 동적 요추 후만을 의식적으로 제한하는 RDLK(Restricted Dynamic Lumbar Kyphosis)조건으로 구분하였다. 연구참여자가 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만을 의식적으로 제어할 가능성을 고려하여 본 연구의 목적을 연구참여자에게 알리지 않은 상태에서 DLK 조건을 먼저 수행하였다. 이후 연구참여자에게 동일한 스쿼팅 깊이에서 동적 요추 후만을 제한하도록 전달한 뒤, RDLK 조건의 딥 스쿼트를 수행하였다. 연구참여자는 각 조건의 딥 스쿼트 동작을 3회 반복하였으며, 근 피로를 고려하여 DLK 조건과 RDLK 조건 사이에 10분 이상의 휴식 시간을 제공하였다. 딥 스쿼트 시 DLK 조건과 RDLK 조건의 신체에 부착된 반사 마커의 3차원 위치 데이터, 지면반력 자료들을 수집하였다.

자료처리 및 분석

딥 스쿼트 시 DLK 조건과 RDLK 조건에 따른 하지 및 요추 관절의 운동학적, 운동역학적 데이터는 Giganet(Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK)을 통해 동기화(synchronization)한 뒤, Nexus ver. 2.14(Vicon Inc., USA) 소프트웨어를 이용하여 원자료 수집 및 C3D 파일을 생성하였다. 각 연구참여자의 static trial, dynamic trial의 C3D 파일은 Visual 3D 소프트웨어(C-Motion, USA)에 입력하였으며, 자료수집 과정에서 발생한 잡음(noise)을 제거하기 위해 필터링(filtering)하였다. 3차원 위치 데이터는 버터워스 2차 저역 통과 필터(butterworth second-order low pass filter)를 사용하여 6Hz로 필터링하였고, 지면반력 데이터는 버터워스 2차 저역 통과 필터(butterworth second-order low pass filter)를 사용하여 50Hz로 필터링하였다.

본 연구는 딥 스쿼트 시 4번, 5번 요추 관절의 운동학적, 운동역학적 변인을 추정하기 위해 Vicon사에서 제공하는 요추의 운동

역학적 모델(biomechanical model)인 S-Model(University of Miami S Model, Vicon, USA)을 이용하였다. 본 연구에서 사용한 S-Model은 Vicon사의 Plug-in-Gait 모델을 기반으로 제작된 척추 모델(spine model)이며, 몸통과 골반에 부착된 반사 마커의 위치 좌표를 기준으로 각 척추 분절의 위치를 추정하고, 분절의 질량 및 관성치를 이용하여 방향별 운동학적, 운동역학적 자료 산출하였다. S-Model의 타당도는 Eltoukhy et al.(2016)의 연구에서 요추 관절의 위치와 운동 범위를 실측한 선행연구와 비교를 통해 검증이 이루어졌다. 본 연구는 Nexus ver. 1.8.5(Vicon Inc., USA) 소프트웨어를 이용하여 연구참여자별 static trial과 dynamic trial 파일에 S-Model을 적용하였으며, 4번, 5번 요추 분절의 위치를 정의하기 위해 각 요추 분절당 7개의 가상 마커(imaginary marker)를 생성하였다. S-Model을 통한 4번, 5번 요추 분절의 가상마커를 생성하기 위해서 Vicon사의 Bodybuilder ver. 3.6.4(Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) 소프트웨어를 이용하여 정의하였다.

골반 분절은 골반 분절의 표면에 부착된 좌·우 후상장골극(left-right posterior superior iliac spine: L-R PSIS)을 기준으로 정의되며, 모수치를 기입하여 분절의 방향과 위치를 정의하였다. 이후 천추 분절의 상위 분절의 중심 위치를 산출하기 위해 Vicon Bodybuilder 소프트웨어에서 제공하는 SPINE 기능을 이용하여 천추 분절을 기준으로 5번 요추부터 10번 흉추까지 각 분절의 중심 위치를 산출하였다(Stambolian et al., 2014). 이 중 본 연구목적에 따라 4번 요추와 5번 요추 분절의 중심 위치를 이용하였으며, 요추 분절을 구성하기 위한 요추 분절별 7개의 가상마커를 생성하였다. 이후 S-model을 적용하여 4번, 5번 요추 분절의 가상마커 위치 좌표가 포함된 연구참여자별 static, dynamic trial의 C3D 파일은 Visual 3D 소프트웨어에 입력하여 4번과 5번 요추의 지역 좌표계를 설정하였다(Figure 2).

딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 하지 및 요추 관절의 운동학적, 운동역학적 변인에 미치는 영향과 원인 분석을 위해 3개의 이벤트(Event 1: 딥 스쿼트 준비 자세, Event 2: 무릎 관절 최대 굴곡 지

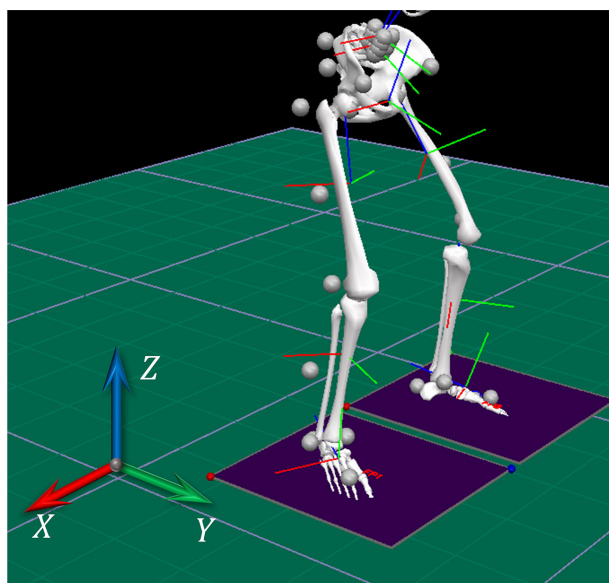
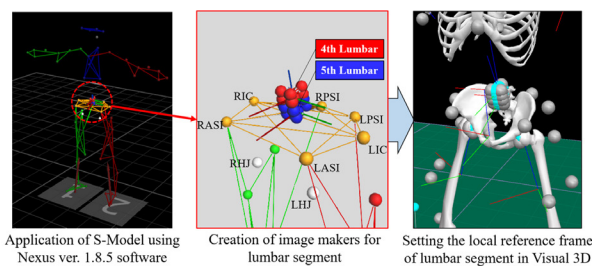


Fig. 1. Definition of global reference frame in visual 3D software

Table 2. Intra-rater reliability of deep squat between DLK and RDLK conditions

Variable(unit)		Deep squat(Mean±SD)		ICC(2,1)	95%CI	p
		DLK	RDLK			
Ankle	Peak DF Angle(°)	29.10±4.73	28.64±4.61	.916	.824-.960	.001
Knee	Peak Flexion Angle(°)	-129.86±7.56	-125.25±6.19	.793	.074-.930	.001
Hip	Peak Flexion Angle(°)	110.95±7.99	109.62±7.32	.954	.891-.979	.001
Pelvis	Minimum Height (cm)	32±04	35±04	.755	-.008-.916	.001
Time	DPT(s)	1.66±.48	1.75±.46	.921	.829-.963	.001
	UPT(s)	1.37±.18	1.41±.18	.821	.625-.915	.001
	Tempo	0.87±.20	0.85±.21	.913	.819-.959	.001

Note. DLK= dynamic lumbar kyphosis, RDLK= restricted dynamic lumbar kyphosis, DT= downward phase time, UP= upward phase time, Tempo = UPT/DPT

**Fig. 2.** Process for applying S-Model

점, Event 3: 무릎 관절 최대 신전 지점)와 2개의 분석 구간(Phase 1: 하강 구간(descending phase), Phase 2: 상승 구간(ascending phase)를 정의하였다. 딥 스쿼트 시 DLK 조건과 RDLK 조건에서 발생한 요추 관절 각도와 모멘트 값들은 좌우측에 대한 굴곡(+)의 신전(-), 전후측에 대한 오른쪽 굽힘(right bending, +), 왼쪽 굽힘(left bending, -), 수직축에 대한 반시계 방향 회전(Count clock wise rotation, +), 오른쪽 회전(Clock wise rotation, -)의 값을 산출하였다. 더불어, 딥 스쿼트 동작 시 전(+)/후(-) 전단력, 좌(-)/우(+) 전단력, 상(+)/하(-) 전단력 값을 두 조건에 따라 산출하였다.

통계 처리

본 연구는 DLK 조건과 RDLK 조건에서 수행된 딥 스쿼트 동작의 일관성을 확인하기 위해 하지 관절의 각도, 최대 스쿼팅 높이, 상승과 하강 구간의 시간 및 템포 요인들을 급내 상관관계수(Intraclass correlation: ICC)를 이용하여 측정자 내 신뢰도(intra-rater reliability)를 확인하였다. 딥 스쿼트 시 DLK 조건과 RDLK 조건에 따른 요추 관절의 운동학 및 운동역학적 변인들을 검증하기 위해 통계분석은 IBM SPSS 27.0(Armonk, New York, USA) 소프트웨어를 사용하여 대응표본 *t* 검정(paired samples *t*-test)를 사용하였으며, 가설의 수락 수준은 .05로 설정하여 통계적 유의성을 검증하였다.

연구결과

본 연구는 DLK 조건과 RDLK 조건의 딥 스쿼트 동작 시 발목, 무릎, 엉덩 관절의 최대 굴곡 각도, 골반의 최저 높이와 구간별 소요 시간을 산출하여 측정자 내 신뢰도(intra-rater reliability)를 분석하였으며, 이를 통해 두 조건의 딥 스쿼트 수행 시 동작의 일관성을 확인하였다(Table 2). 딥 스쿼트 시 두 조건 간에 발목 관절의 최대 배측 굴곡 각도는 ICC=.916, 무릎 관절의 최대 굴곡 각도는 ICC=.793, 엉덩 관절의 최대 굴곡 각도는 ICC=.954, 골반의 최소 높이는 ICC=.755 수준의 신뢰도를 보였으며($p<.001$), 딥 스쿼트 동작의 소요 시간 변인인 하강 구간의 소요 시간은 ICC=.921, 상승 구간의 소요 시간은 ICC=.821, 시간 템포는 ICC=.913 수준의 신뢰도가 나타났다($p<.001$).

요추 관절의 최대 각도는 딥 스쿼트 시 DLK 조건과 RDLK 조건 간 요추 관절의 방향별(전·후, 좌·우, 수직 방향) 최대 각도를 산출하여 비교하였다. 그 결과는 <Table 3>에 제시하였다. 딥 스쿼트 시 요추 관절의 최대 굴곡 및 신전 각도는 DLK 조건에서 -10.651° , RDLK 조건에서 -9.391° 가 나타났으며 통계적으로 유의미한 차이를 보였다($t=-4.140$, $p<.001$). 반면, 요추 관절의 좌·우 최대 굽힘 각도는 DLK 조건에서 -1.668° , RDLK 조건에서 -1.455° 가 나타났고($t=-1.862$, $p>.05$), 좌·우 최대 회전 각도는 DLK 조건에서 -0.422° , RDLK 조건에서 -0.368° 로 나타나 통계적으로 유의미한 차이를 나

Table 3. Comparison of lumbar joint peak angle between DLK and RDLK conditions during deep squat

Variable (unit: deg.)	lumbar joint peak angle (Mean±SD)		p
	DLK	RDLK	
Flexion(-) /Extension(+)	-10.65±4.13	-9.39±4.29	.000***
Left(-)/Right(+) Bending	-1.67±1.51	-1.46±1.60	.073
Left(+)/Right(-) Rotation	-0.42±0.35	-0.37±0.35	.061

Note. DLK= dynamic lumbar kyphosis, RDLK= restricted dynamic lumbar kyphosis. Statistically significant differences are indicated by * $p<.05$, ** $p<.01$, *** $p<.001$

타내지 않았다($t=-1.950, p>.05$). 요추 관절의 방향별 최대 모멘트는 DLK 조건과 RDLK 조건 간 요추 관절의 방향별(전·후, 좌·우, 수직축) 최대 모멘트를 산출하여 비교하였다. 산출된 데이터는 연구대상자별 체중(Body Weight: BW)으로 표준화하여 <Table 4>에 제시하였다. 요추 관절의 최대 굴곡 및 신전 회전력은 DLK 조건에서 $-0.331\text{N}\cdot\text{m}/\text{BW}$, RDLK 조건에서 $-0.311\text{N}\cdot\text{m}/\text{BW}$ 가 나타났으며, 통계적으로 유의미한 차이를 보였다($t=-4.065, p<.001$).

요추 관절의 최대 굴곡 및 신전 회전력은 DLK 조건에서 $-0.331\text{N}\cdot\text{m}/\text{BW}$, RDLK 조건에서 $-0.311\text{N}\cdot\text{m}/\text{BW}$ 로 나타나 통계적으로 유의미한 차이를 보였다($t=-4.065, p<.001$). 요추 관절의 좌·우 굽힘회전력은 DLK 조건에서 $0.004\text{N}\cdot\text{m}/\text{BW}$, RDLK 조건에서 $0.001\text{N}\cdot\text{m}/\text{BW}$ 를 보였다($t=2.865, p<.01$), 수직축의 좌·우 회전력은 DLK 조건에서 $0.007\text{N}\cdot\text{m}/\text{BW}$, RDLK 조건에서 $0.003\text{N}\cdot\text{m}/\text{BW}$ 가 나타나 통계적으로 유의미한 차이를 보였다($t=2.966, p<.01$).

요추 관절의 방향별 최대 전단력(shear force) 및 압축력(compression force)은 딥 스쿼트 시 DLK 조건과 RDLK 조건 간 요추 관절의 전·후 및 좌·우 방향의 최대 전단력과 수직 방향의 최대 압축력을 산출하여 비교하였다(Table 5). 요추 관절의 좌·우 방향 전단력(ML shear force)은 DLK 조건에서 $-0.068\text{N}/\text{BW}$, RDLK 조건에서 $-0.068\text{N}/\text{BW}$ 가 나타났고($t=-.043, p>.05$), 전·후 방향 전단력(AP shear force)은 DLK 조건에서 $1.451\text{N}/\text{BW}$, RDLK 조건에서 $1.462\text{N}/\text{BW}$ 가 나타나 통계적으로 유의미한 차

이를 보이지 않았다($t=-.837, p>.05$). 반면, 수직 방향의 압축력은 DLK 조건에서 $-1.424\text{N}/\text{BW}$, RDLK 조건에서 $-1.291\text{N}/\text{BW}$ 가 나타났으며 통계적으로 유의미한 차이를 보였다($t=-3.738, p<.001$).

논의

본 연구는 웨이트 트레이닝 숙련자, 성인 남성 30명을 대상으로 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 발생하는 DLK(dynamic lumbar kyphosis) 조건과 동적 요추 후만을 제한하는 RDLK(restricted dynamic lumbar kyphosis) 조건으로 구분하여 3차원 동작을 분석하였다. 요추 관절은 총 5개의 요추 뼈로 구성되며, 4번과 5번 요추 뼈가 인접하는 관절에서 높은 손상 빈도가 발생하는 것으로 알려져 있다(Prentice, 2011; Wang et al., 2013). 이에 따라 본 연구에서는 딥 스쿼트 시 두 조건(DLK vs. RDLK) 간의 요추 관절의 운동학적, 운동역학적 요인들을 분석하여 동적 요추 후만이 요추 관절에 미치는 영향을 정량적으로 해석하고자 하였다.

딥 스쿼트 시 DLK와 RDLK 조건에서 산출된 결과치를 비교하기 위해서는 각 조건에서 수행된 딥 스쿼트 동작의 유사성을 확인할 필요가 있었다. 딥 스쿼트는 주로 하지 관절의 굴곡 및 신전 운동을 통해 수행되며, 이때 앉는 구간과 일어서는 구간으로 구분된다. 또한 딥 스쿼트는 무릎 관절의 최대 굴곡 각도, 둔부의 최저 높이 등을 통해 수행 여부를 판단한다. 이에 따라 본 연구는 딥 스쿼트 시 하지 관절의 최대 굴곡 각도, 골반 무게 중심의 최저 높이, 구간별 시간 변인을 산출하였고 DLK 조건과 RDLK 조건 간에 급내 상관계수를 통한 신뢰도 분석을 실시하였다. 그 결과, 발목 관절은 $\text{ICC}=.916$, 무릎 관절 $\text{ICC}=.793$, 엉덩 관절 $\text{ICC}=.954$ 수준의 신뢰도를 보였다($p<.001$). 골반 무게 중심의 최저 높이는 $\text{ICC}=.755$ 수준의 신뢰도를 보였으며, 구간별 시간 변인인 앉는 구간의 소요 시간은 $\text{ICC}=.921$, 일어서는 구간의 소요 시간은 $\text{ICC}=.821$, 시간 템포 변인은 $\text{ICC}=.913$ 수준의 신뢰도가 나타났다($p<.001$). 이처럼 딥 스쿼트 동작의 일관성 확인을 위한 모든 변인에서 0.75 이상의 신뢰도를 보였고 통계적으로 유의하게 나타났으므로 두 조건의 딥 스쿼트 동작이 좋은 일치도를 보인 것으로 판단하였다(Cicchetti & Sparrow, 1981). 추가로 딥 스쿼트는 무릎 관절의 최대 굴곡 각도가 120° 이상으로 정의된다(Comfort & Kasim, 2007). 본 연구에서 딥 스쿼트 시 무릎 관절의 최대 굴곡 각도는 DLK 조건에서 -129.86° , RDLK 조건에서 -125.25° 가 나타났다. 따라서 두 조건에서 실시한 동작은 최대 깊이의 스쿼팅 자세인 동일한 딥 스쿼트를 수행한 것으로 판단할 수 있다.

본 연구는 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 요추 관절의 손상 요인에 미치는 영향을 확인하기 위해 DLK 조건과 RDLK 조건의 요추 관절의 방향별 최대 각도를 비교하였다. 그 결과, 딥 스쿼트 시 요추 관절의 최대 굴곡 각도는 DLK 조건에서 -10.65° , RDLK 조건에서 -9.39° 로 나타났으며, DLK 조건이 RDLK 조건보다 통계적으로 높은 요추 관절의 최대 굴곡 각도를 보였다. 이는 딥 스쿼트 시 DLK 조건에서 상대적으로 큰 동적 요추 후만이 나타난 것으로 해석된다. 본 연구에서 DLK 조건의 딥 스쿼트는 연구참여자간 동적 요추 후만을 의도적으로 제어할 가능성을 배제하기 위해 사전에 본 연구의 목적 및 내용을 전달하지 않았으며, 연구참여자가 본 연구 목적이 동적 요추 후만에 관한 것을 인지하지 못한 상태에서 딥 스쿼트 동작을 수

Table 4. Comparison of lumbar joint peak moment between DLK and RDLK conditions during deep squat

Variable (unit: N·m/BW)	Lumbar joint peak moment(Mean±SD)		p
	DLK	RDLK	
Flexion(-) / Extension(+)	-0.331 ± 0.055	-0.311 ± 0.050	.000***
Left(-)/Right(+) Bending	0.004 ± 0.019	0.001 ± 0.019	.008**
Left(+)/Right(-) Rotation	0.007 ± 0.028	0.003 ± 0.026	.006**

Note. DLK= dynamic lumbar kyphosis, RDLK= restricted dynamic lumbar kyphosis. Statistically significant differences are indicated by * $p<.05$, ** $p<.01$, *** $p<.001$

Table 5. Comparison of lumbar joint peak force between DLK and RDLK conditions during deep squat

Variable (unit: N/BW)	Lumbar joint peak force(Mean±SD)		p
	DLK	RDLK	
ML Shear Force	$-0.068\pm.062$	-0.068 ± 0.064	.966
AP Shear Force	1.451 ± 0.183	1.462 ± 0.172	.409
Compression Force	-1.424 ± 0.258	-1.291 ± 0.268	.001***

Note. DLK= dynamic lumbar kyphosis, RDLK= restricted dynamic lumbar kyphosis, ML= medial-lateral, AP= anterior-posterior. Statistically significant differences are indicated by * $p<.05$, ** $p<.01$, *** $p<.001$

행하였다. 반면 RDLK 조건은 연구자가 참여자에게 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만을 제한하도록 언어적 중재 피드백을 전달한 뒤, 동작을 수행하였다. 딥 스쿼트 시 두 조건 간에 요추 관절의 최대 굴곡 각도의 차이가 나타난 것은 동적 요추 후만을 제한하기 위한 언어적 중재 피드백과 이를 인지한 연구참여자의 수의적 제어로 인한 결과로 판단된다.

요추 관절은 세부적으로 후관절(facet joint)과 추간 관절(intervertebral joint)로 구성되며, 주변 근육들의 수의적 수축과 결합조직의 수동 장력(passive tension)을 통해 요추 관절의 굴곡(flexion), 신전(extension), 외측 굽힘(lateral bending), 회전(rotation) 운동을 안정적으로 수행한다(Bogduk, 2005; Neumann, 2017). 이 중 추간 관절은 척추뼈 사이에 위치하고, 흔히 '디스크'라 불리는 척추원반(intervertebral disc)을 의미하며, 체중 및 외적 부하를 분산 및 흡수하는 역할을 한다(Desmoulin et al., 2020). 척추원반은 반복적인 부하와 과사용으로 인한 기계적 스트레스를 받아 퇴행하며, 그 결과 척추원반이 후방으로 팽창 및 돌출되어 척수신경을 압박하게 된다(Deyo & Mirza, 2016; Schilling et al., 2021). 이로 인해 발생하는 질환이 추간판 탈출증이며, 대표적인 요추 관절 손상 중 하나이다.

추간판 탈출증(lumbar herniated intervertebral disc)은 다양한 원인에 의해 발생하지만, 특히 요추 관절의 과도하고 반복적인 굴곡 운동이 주요 원인으로 보고된다(Desmoulin et al., 2020; Dolan & Adams, 1998, 2001). 요추 관절의 굴곡 운동은 척추원반의 전방 압축력을 증가시키고, 이는 속질핵과 섬유테를 팽창 및 후방으로 이동시켜 추간판 탈출증의 위험성을 높인다(Jensen, 1980). 본 연구에서 딥 스쿼트 시 DLK 조건이 RDLK 조건보다 상대적으로 큰 요추 관절의 최대 굴곡 각도를 나타내었으며, 이는 DLK 조건이 RDLK 조건에 비해 상대적으로 요추 관절 상해의 위험성에 많이 노출되어 있다고 판단된다.

본 연구는 DLK 조건과 RDLK 조건의 딥 스쿼트 시 요추 관절에서 발생하는 기계적 부하(mechanical load) 요인들을 확인하였다. 딥 스쿼트 시 요추 관절에서 발생하는 기계적 부하는 요추 관절에서 발생하는 방향별 모멘트(moment)와 전단력(shear force), 압축력(compression force)을 통해 확인하였으며, 두 조건 간에 비교 분석하였다. 그 결과, 딥 스쿼트 시 DLK 조건에서 $-0.331\text{N}\cdot\text{m}/\text{BW}$, RDLK 조건에서 $-0.311\text{N}\cdot\text{m}/\text{BW}$ 의 굴곡 모멘트(flexion moment)가 발생하였고 DLK 조건이 통계적으로 유의미하게 높은 굴곡 모멘트 수치가 나타났다. 좌·우 굽힘 모멘트(bending moment)와 좌·우 회전 모멘트(rotation moment)에서도 통계적으로 유의미한 차이를 확인하였지만 본 연구에서 다루는 딥 스쿼트 동작의 주 운동면은 시상면이기에 이와 관련된 굴곡 모멘트에 대해서만 한정하여 해석하였다. 딥 스쿼트는 체중과 외적 중량물의 하중을 몸통으로 지지한 상태에서 하지 관절의 굴곡과 신전 운동을 통해 수행하며, 이때 요추 관절에 작용하는 하중이 굴곡 모멘트를 유발하는 것으로 보고되었다(Burgess-Limerick, 2003). 더욱이 요추 관절의 굴곡 각도 증가에 따른 굴곡 모멘트의 증가는 요추 관절의 구조적 특성상 추간판에 영향을 주어 손상 위험을 높이는 것으로 알려져 있다(Adams & Dolan, 1991; Mawston & Boockock, 2015). 요추 관절의 기계적 부하에 대한 정량적 수치를 제시한 선행연구를 살펴보면, 요추 관절에서 발생하는 약 $60\text{--}120\text{N}\cdot\text{m}$ 범위의 굴곡 모멘트는 요추 관절 주변 인대 조직과 척추원반의 손상에 영향을 주는 것으로 보고되었다

(Adams et al., 1996). 본 연구의 결과에서 산출한 굴곡 모멘트는 체중으로 나누어 표준화(normalization)한 수치이며($\text{N}\cdot\text{m}/\text{BW}$), 표준화되지 않는 수치로 재환산하면 딥 스쿼트 시 DLK 조건에서 굴곡 모멘트는 $-246.74\text{N}\cdot\text{m}$, RDLK 조건은 $-231.92\text{N}\cdot\text{m}$ 로 이는 선행연구에서 보고된 결과치보다 최대 2배에 달하는 수치이다. 이처럼 딥 스쿼트 시 비교적 높은 수준의 굴곡 모멘트가 발생한 DLK 조건이 RDLK 조건보다 요추 관절 손상 위험성을 증가시킬 수 있는 자세로 판단된다.

앞서 설명한 딥 스쿼트 시 요추 관절의 굴곡 모멘트는 전·후 전단력과 압축력의 크기에 비례하며, 요추 관절에서 작용하는 관절 반력의 크기와 방향에 따라 손상 유형과 위험성을 추정할 수 있다. 이에 본 연구는 딥 스쿼트 시 DLK 조건과 RDLK 조건에 따라 요추 관절에 작용하는 방향별 전단력과 압축력을 비교하였다. 그 결과, 전·후 전단력은 DLK 조건에서 $1.451\text{N}/\text{BW}$, RDLK 조건에서 $1.462\text{N}/\text{BW}$ 가 발생하였고 좌·우 전단력은 DLK 조건에서 $-0.068\text{N}/\text{BW}$, RDLK 조건에서 $-0.068\text{N}/\text{BW}$ 가 나타났으나 통계적으로 유의미한 차이는 나타나지 않았다. 반면, 압축력은 DLK 조건에서 $-1.424\text{N}/\text{BW}$, RDLK 조건에서 $-1.291\text{N}/\text{BW}$ 로 DLK 조건이 RDLK 조건보다 더 높은 수치를 보였으며, 통계적으로 유의미한 차이가 나타났다. 요추 관절에 작용하는 압축력은 대표적인 요추 손상인 추간판 탈출증의 직접적인 원인으로는 보지 않는다. 하지만 요추 관절의 굴곡 운동을 동반한 압축력의 작용은 추간판 탈출증의 위험을 급격히 증가시키는 것으로 보고되고 있다(Dolan & Adams, 2001; Yanagisawa et al., 2021). 본 연구에서 DLK 조건의 딥 스쿼트는 RDLK 조건보다 요추 관절의 최대 굴곡 각도가 더 크게 발생하였고, 동시에 상대적으로 높은 압축력을 보였다. 이를 통해 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만은 요추 관절의 기계적 부하를 증가시켜 요추 관절의 손상 위험을 높일 것으로 추론할 수 있다. 더욱이 딥 스쿼트는 일반적으로 바벨, 덤벨 등의 외적 중량 부하를 사용하고 운동 목적에 따라 부하의 크기가 달라지며, 일회성 운동이 아닌 여러 차례 반복하는 동작이다. 이처럼 외적 중량 부하를 지지한 채 동적 요추 후만을 동반한 반복적인 딥 스쿼트 운동은 추간판 탈출증과 같은 요추 관절의 손상 위험성을 증가시킬 수 있을 것으로 판단된다. 특히 딥 스쿼트 운동참여자들은 개인별 근력 수준과 요추 관절 주변 인대(ligament) 조직 및 척추원반 변형에 대한 내성(tolerance)에 차이를 가지고 있기 때문에 요추 손상을 예측하는 데 한계점을 가지고 있으나, 딥 스쿼트 운동 시 동적 요추 후만이 발생하는 자세를 제어하는 것이 요추 관절의 손상 위험성을 낮출 수 있을 것으로 생각된다.

결론 및 제언

본 연구의 목적은 DLK 조건과 RDLK 조건에서 딥 스쿼트 동작의 동일성 검증 후 동적 요추 후만이 요추 관절의 운동역학적 요인들에 미치는 영향을 분석하는데 있었다. DLK 조건과 RDLK 조건에서 수행된 딥 스쿼트는 하지 관절의 최대 굴곡 각도, 골반의 높이 및 시간 요인들에서 통계적으로 높은 측정자 내 신뢰도를 나타내어 동일한 운동임을 확인하였다. 그럼에도 불구하고 딥 스쿼트 시 요추 관절의 최대 굴곡 각도 요인은 DLK 조건에 비해 RDLK 조건에서 통계적으로 작은 수치를 나타내었다. 그리고 요추 관절의 부하를 결정하는 요인들인 최대 굴곡, 좌측 굴곡, 좌측 모멘트 그리고 압축력에서도 DLK

조건보다 RDLK 조건의 딥 스쿼트 동작 시 통계적으로 작은 수치를 나타내었다.

결론적으로 본 연구 결과는 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만 제어는 높은 운동 강도로 인해 발생하는 요추 관절에 발생하는 부하의 크기를 감소시켜 상해 위험성을 낮추는 방법임을 시사한다. 하지만 본 연구에서는 요추 관절의 각도에 작용하는 코어 근육들의 작용이 동적 요추 후만 제어에 미치는 영향에 대해서는 분석하지 못하였다. 따라서 추후 연구에서는 딥 스쿼트에 동원되는 코어 근육들의 수축력과 외부 중량 증가 요인들을 고려한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

CONFLICT OF INTEREST

논문 작성에 있어서 어떠한 조직으로부터 재정을 포함한 일체의 지원을 받지 않았으며 논문에 영향을 미칠 수 있는 어떠한 관계도 없음을 밝힌다.

AUTHOR CONTRIBUTION

Conceptualization: Jae-Woo Lee, Data curation: Jae-Woo Lee, Moon-Seok Kwon Formal analysis: Jae-Woo Lee, Methodology: Young-Tae Lim, Jae-Woo Lee, Projectadministration: Jae-Woo Lee, Moon-Seok Kwon, Visualization: Young-Tae Lim, Jae-Woo Lee Writing-original draft: Jae-Woo Lee, Moon-Seok Kwon, Writing-review & editing: Moon-Seok Kwon

참고문헌

- Adams, M. A., & Dolan, P. (1991). A technique for quantifying the bending moment acting on the lumbar spine in vivo. *Journal of Biomechanics*, 24(2), 117-126.
- Adams, M. A., McMillan, D. W., Green, T. P., & Dolan, P. (1996). Sustained loading generates stress concentrations in lumbar intervertebral discs. *Spine*, 21(4), 434-438.
- Ausavanonkulporn, A., Areekul, K., Senavongse, W., & Sukjamsri, C. (2019). Lumbar spinal loading during stoop, squat, and kneeling lifting: A musculoskeletal modeling analysis. *Proceedings of the 2019 9th International Conference on Biomedical Engineering and Technology*, 51-55.
- Bogduk, N. (2005). *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum* (4th ed.). Edinburgh, UK: Elsevier/Churchill Livingstone.
- Burgess-Limerick, R. (2003). Squat, stoop, or something in between? *International Journal of Industrial Ergonomics*, 31(3), 143-148.
- Cappozzo, A., Felici, F., Figura, F., & Gazzani, F. (1985). Lumbar spine loading during half-squat exercises. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17(5), 613-620.
- Caterisano, A., Moss, R. E., Pellingier, T. K., Woodruff, K., Lewis, V. C., Booth, W., & Khadra, T. (2002). The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16(3), 428-432.
- Cicchetti, D. V., & Sparrow, S. A. (1981). Developing criteria for establishing interrater reliability of specific items: Applications to assessment of adaptive behavior. *American Journal of Mental Deficiency*, 86(2), 127-137.
- Clark, D., Lambert, M. I., & Hunter, A. M. (2016). Reliability of trunk muscle electromyography in the loaded back squat exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 37(6), 448-456.
- Colloca, C. J., & Hinrichs, R. N. (2005). The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: A review of literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28(8), 623-631.
- Comfort, P., & Kasim, P. (2007). Optimizing squat technique. *Strength and Conditioning Journal*, 29(6), 10-13.
- Desmoulin, G. T., Pradhan, V., & Milner, T. E. (2020). Mechanical aspects of intervertebral disc injury and implications on biomechanics. *Spine*, 45(8), E457-E464.
- Deyo, R. A., & Mirza, S. K. (2016). Herniated lumbar intervertebral disk. *The New England Journal of Medicine*, 374(18), 1763-1772.
- Dolan, P., & Adams, M. A. (1998). Repetitive lifting tasks fatigue the back muscles and increase the bending moment acting on the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 31(8), 713-721.
- Dolan, P., & Adams, M. A. (2001). Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modelling. *Clinical Biomechanics*, 16, S8-S16.
- Eltoukhy, M., Travascio, F., Asfour, S., Elmasry, S., Heredia-Vargas, H., & Signorile, J. (2016). Examination of a lumbar spine biomechanical model for assessing axial compression, shear, and bending moment using selected olympic lifts. *Journal of Orthopaedics*, 13(3), 210-219.
- Escamilla, R. F. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(1), 127-141.
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Lowry, T. M., Barrentine, S. W., & Andrews, J. R. (2001). A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(6), 984-998.
- Haff, G. G., & Triplett, N. T. (2016). *Essentials of strength training and conditioning* (4th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Hartmann, H., Wirth, K., & Klusemann, M. (2013). Analysis of the load on the knee joint and vertebral column with changes in squatting depth and weight load. *Sports Medicine*, 43(10), 993-1008.
- Jensen, G. M. (1980). Biomechanics of the lumbar intervertebral disk: A review. *Physical Therapy*, 60(6), 765-773.
- Kim, S.-H., Kwon, O.-Y., Park, K.-N., Jeon, I.-C., & Weon, J.-H. (2015). Lower extremity strength and the range of motion in relation to squat depth. *Journal of Human Kinetics*, 45, 59-69.
- Kritz, M., Cronin, J., & Hume, P. (2009). The bodyweight squat: A movement screen for the squat pattern. *Strength and Conditioning Journal*, 31(1), 76-85.
- Lim, Y.-T., Lee, J.-W., Park, J.-S., Lee, S.-Y., & Kwon, M.-S. (2018). Effects of kinesio taping position of shank and gender on the range of motion and moment of ankle joint during deep squat. *The Korean Journal of Physical Education*, 57(1), 471-480.
- Maduri, A., Pearson, B. L., & Wilson, S. E. (2008). Lumbar-pelvic range and coordination during lifting tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5), 807-814.
- Mawston, G. A., & Boockock, M. G. (2015). Lumbar posture biomechanics and its influence on the functional anatomy of the erector spinae and multifidus. *Physical Therapy Reviews*, 20(3), 178-186.
- McKean, M. R., Dunn, P. K., & Burkett, B. J. (2010). The lumbar and sacrum movement pattern during the back squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(10), 2731-2741.
- Neumann, D. A. (2017). *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for rehabilitation* (3rd ed.). St. Louis, MO: Elsevier.
- Norris, C. M. (1995). Spinal stabilisation: 2. Limiting factors to end-range motion in the lumbar spine. *Physiotherapy*, 81(2), 64-72.
- Oshikawa, T., Morimoto, Y., & Kaneoka, K. (2018). Lumbar lordosis angle and trunk and lower-limb electromyographic activity comparison in hip neutral position and external rotation during back squats. *Journal of Physical Therapy Science*, 30(3), 434-438.
- Prentice, W. E. (2011). *Principles of athletic training: A competency-based approach* (14th ed.). New York, NY: McGraw-Hill.
- Schilling, J., Ko, J., & Lim, S.-T. (2021). Lumbar disc injury: Mechanisms and intervention options. *International Journal of Applied Sports Sciences*, 33(2), 140-150.

- Schoenfeld, B. J. (2010).** Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(12), 3497-3506.
- Stambolian, D., Asfour, S., & Eltoukhy, M. (2014).** Using vicon bodybuilder and plug-in-gait to generate L5/S1 angles, forces and moments. *Proceedings of 2014 IEEE Aerospace Conference*, 1-7.
- Tafazzol, A., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., & Parnianpour, M. (2014).** Lumbopelvic rhythm during forward and backward sagittal trunk rotations: Combined in vivo measurement with inertial tracking device and biomechanical modeling. *Clinical Biomechanics*, 29(1), 7-13.
- Wang, H., Cheng, J., Xiao, H., Li, C., & Zhou, Y. (2013).** Adolescent lumbar disc herniation: Experience from a large minimally invasive treatment centre for lumbar degenerative disease in Chongqing, China. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 115(8), 1415-1419.
- Wilke, H.-J., & Rohlmann, A. (2012).** Forces on the spine. In L. Ambrosio & E. Tanner (Eds.), *Biomaterials for spinal surgery* (pp. 114-143). Cambridge, UK: Woodhead Publishing.
- Yanagisawa, O., Oshikawa, T., Adachi, G., Matsunaga, N., & Kaneoka, K. (2021).** Acute effects of varying squat depths on lumbar intervertebral disks during high-load barbell back squat exercise. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 31(2), 350-357.
- Zatsiorsky, V. M. (2002).** *Kinetics of human motion*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Zawadka, M., Smolka, J., Skublewska-Paszkowska, M., Lukasik, E., & Gawda, P. (2020).** How are squat timing and kinematics in the sagittal plane related to squat depth? *Journal of Sports Science & Medicine*, 19(3), 500-507.

딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 요추 관절의 운동역학적 요인들에 미치는 영향

이재우¹, 임영태², 권문석²

¹건국대학교, 학술연구교수

²건국대학교, 교수

[목적] 본 연구의 목적은 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 요추 관절의 운동역학적 요인에 미치는 영향을 분석하는데 있다.

[방법] 본 연구는 1년 이상 웨이트 트레이닝을 경험한 숙련자 20대 성인(age: 23.4 ± 3.5 years old, height: 175.3 ± 4.3 cm, weight: 75.8 ± 6.5 kg, SQ 1RM weight: 115.3 ± 19.5 kg) 30명이 피험자로 참여하였다. 피험자들은 동적 요추 후만이 발생하는 DLK(Dynamic Lumbar Kyphosis) 조건과 동적 요추 후만을 의식적으로 제한하는 RDLK(Restricted Dynamic Lumbar Kyphosis) 조건에서 1회 반복 최대 중량(1-RM)의 70%의 부하로 딥 스쿼트를 수행하였다. 두 조건의 딥 스쿼트 동작의 일관성을 검증을 위해 급내 상관계수(Intraclass correlation: ICC) 방법을 이용하여 측정자 내 신뢰도(intra-rater reliability)를 분석하였다. 그리고 딥 스쿼트 시 DLK 조건과 RDLK 조건에서 요추 관절의 운동역학적 요인들을 측정하였다. 모든 자료는 IBM SPSS 27.0(Armonk, New York, USA) 소프트웨어로 대응 표본 *t*검정(paired samples *t*-test)를 실시하였으며, 가설의 수락 수준은 .05로 설정하였다.

[결과] DLK와 RDLK 조건에서 수행된 딥 스쿼트 동작 시 발목, 무릎, 엉덩 관절의 최대 굴곡 각도, 골반의 최저 높이와 구간별 소요 시간 요인들은 통계적으로 높은 신뢰도를 나타내어 동작의 동일성을 확인하였다. 딥 스쿼트 시 요추 관절의 최대 굴곡 각도는 DLK 조건에 비해 RDLK 조건에서 통계적으로 작은 수치를 나타내었다. 요추 관절의 최대 굴곡, 좌측 굴곡, 좌측 모멘트와 압축력 요인들에서도 DLK 조건보다 RDLK 조건의 딥 스쿼트 동작 시 통계적으로 작은 수치를 나타내었다.

[결론] 본 연구의 결과는 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만 제어가 요추 관절의 상해 위험성을 감소시킬 수 있는 중요 요인임을 제시하였다.

주요어

동적 요추 후만, 딥 스쿼트, 요추 관절, 1회 반복 최대 중량, 운동역학적 요인