



### 저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

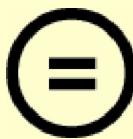
다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리와 책임은 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)



박사학위 청구논문  
지도교수 임 영 태

딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이  
요추 관절 손상 요인에 미치는  
영향 및 원인 분석

2023년 2월

건국대학교 대학원  
스포츠과학과  
이 재 우

딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이  
요추 관절 손상 요인에 미치는  
영향 및 원인 분석

Analysis of the Effect and Cause for  
Dynamic Lumbar Kyphosis on Lumbar Joint  
Injury Factor during the Deep Squat

이 논문을 체육학 박사학위 청구논문으로 제출합니다

2022년 11월

건국대학교 대학원  
스포츠과학과  
이재우

이재우의 체육학 박사학위 청구논문을 인준함

심사위원장 이 창 진 (인)

심사위원 윤 석 훈 (인)

심사위원 권 문 석 (인)

심사위원 김 태 완 (인)

심사위원 임 영 태 (인)

2022년 12월

건국대학교 대학원

## 목 차

표 목 차 .....	iv
그림목차 .....	v
국문초록 .....	vii
제1장 서론 .....	1
제1절 연구의 필요성 .....	1
제2절 연구의 목적 .....	5
1. 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만의 허용 유·무에 대한 고찰 .....	5
2. 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만의 원인 분석 .....	5
제3절 연구의 가설 .....	6
제4절 연구의 제한점 .....	7
제5절 용어의 정의 .....	8
제2장 이론적 배경 .....	10
제1절 스쿼트 .....	10
1. 스쿼트의 정의와 방법 .....	10
2. 스쿼트의 운동강도 설정 .....	10
3. 딥 스쿼트의 정의 .....	11
4. 스쿼팅 깊이에 따른 하지근 활성도 .....	12
제2절 요추 관절 .....	13
1. 요추 관절의 역할 및 구조 .....	13
2. 척추원반 .....	14
3. 요추 관절의 역학적 부하 .....	14

제3장 연구방법 .....	16
제1절 연구참여자 .....	16
제2절 실험 설계 .....	17
제3절 실험장비 및 절차 .....	18
1. 실험장비 .....	18
2. 실험 절차 .....	21
제4절 자료처리 .....	26
1. 자료처리 방법 .....	26
2. 요추 관절의 운동역학적 모델 .....	27
3. 분석 이벤트 및 구간 설정 .....	29
제5절 분석 변인 .....	32
1. 하지 및 요추 관절의 운동학적 각도 변인 .....	32
2. 골반의 위치 변인 .....	37
3. 요추 관절의 운동역학적 부하 변인 .....	38
4. 근 활성도 변인 .....	40
제6절 통계처리 .....	42
 제4장 연구결과 .....	43
제1절 딥 스쿼트 시 두 조건(DLK vs. RDLK) 간의 동작 일관성 분석 .....	43
제2절 딥 스쿼트 시 요추 관절의 운동학 및 운동역학적 변인 비교 .....	45
1. 요추 관절의 최대 각도 .....	45
2. 요추 관절의 방향별 최대 회전력 .....	47
3. 요추 관절의 방향별 최대 전단력 및 압축력 .....	49
제3절 딥 스쿼트 시 근 활성도 비교 .....	51
1. 요추 굴곡 구간의 근 활성도 .....	51
2. 요추 신전 구간의 근 활성도 .....	54

제4절 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만의 원인 분석 .....	57
1. 딥 스쿼트 시 하지 관절의 가동성 및 근 활성도 변인과 요추 관절의 최 대 굴곡 각도 간의 상관관계 .....	57
2. 딥 스쿼트 시 하지 관절의 가동성 및 근 활성도 변인이 요추 관절의 최 대 굴곡 각도에 미치는 영향 .....	60
제5장 논의 .....	62
제6장 결론 .....	72
참고문헌 .....	74
부록. Vicon S-Model Code(4th/5th lumbar vertebrae) .....	82
ABSTRACT .....	84

## 표 목 차

<표 3-1> Characteristics of participants .....	16
<표 3-2> Specifications of experimental equipment and software .....	18
<표 4-1> Intra-rater reliability of deep squat between DLK and RDLK conditions .....	44
<표 4-2> Comparison of lumbar joint peak angle between DLK and RDLK conditions during deep squat .....	45
<표 4-3> Comparison of lumbar joint peak moment between DLK and RDLK conditions during deep squat .....	47
<표 4-4> Comparison of lumbar joint peak force between DLK and RDLK conditions during deep squat .....	49
<표 4-5> Comparison of sEMG data between DLK and RDLK of lumbar flex/extensor muscle group during lumbar flexion phase(LFP) of the deep squat .....	52
<표 4-6> Comparison of sEMG data between DLK and RDLK of lumbar flexor/extensor muscle group during lumbar extension phase(LEP) of the deep squat .....	55
<표 4-7> Correlation of lower extremity joint mobility variables and lumbar joint peak flexion angle during deep squat .....	57
<표 4-8> Correlation of sEMG data of lumbar flexor/extensor muscle group and lumbar joint peak flexion angle during lumbar flexion phase of the deep squat .....	59
<표 4-9> Multiple linear regression analysis on the peak flexion angle of lumbar joint during the lumbar flexion phase(LFP) of the deep squat. ....	60

## 그 립 목 차

<그림 2-1> Components of lumbar vertebrae .....	13
<그림 2-2> Composition of intervertebral disc .....	14
<그림 3-1> Experimental design .....	17
<그림 3-2> Infrared camera .....	19
<그림 3-3> AMTI force plates .....	19
<그림 3-4> Delsys wireless EMG system .....	20
<그림 3-5> Definition of global reference frame .....	22
<그림 3-6> Attachment placements of reflective marker .....	23
<그림 3-7> Procedure of experiment .....	25
<그림 3-8> Process for applying S-Model .....	28
<그림 3-9> Events and phase for deep squat motion analysis .....	31
<그림 3-10> Attachment position of wireless surface EMG sensor .....	41
<그림 4-1> Comparison of lumbar joint peak angle between DLK and RDLK conditions during deep squat .....	46
<그림 4-2> Comparison of lumbar joint peak moment between DLK and RDLK conditions during deep squat .....	48
<그림 4-3> Comparison of lumbar joint peak force between DLK and RDLK conditions during deep squat .....	50
<그림 4-4> Comparison of sEMG(%MVIC) data between DLK and RDLK of lumbar flexor/extensor muscle group during lumbar flexion phase(LFP) of the deep squat .....	53
<그림 4-5> Comparison of sEMG(%MVIC) data between DLK and RDLK of lumbar flexor/extensor muscle group during lumbar extension phase(LEP) of the deep squat .....	56

<그림 4-6> Result of correlation between hip joint angle and lumbar joint peak flexion angle during deep squat in DLK condition .....	58
<그림 4-7> Result of correlation between erector spinae muscle activity(%MVIC) and lumbar joint peak flexion angle during lumbar flexion phase of deep squat in DLK condition .....	59
<그림 4-8> Multiple linear regression analysis of the peak flexion angle of the lumbar joint during lumbar flexion phase(LFP) of the deep squat .....	61
<그림 5-1> Mechanism of the lumbar herniated intervertebral disc .....	64

## 국문초록

# 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 요추 관절 손상 요인에 미치는 영향 및 원인 분석

본 연구는 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 요추 관절 손상 요인에 미치는 영향 및 원인을 분석하는 것이 목적이다.

본 연구는 웨이트 트레이닝 숙련자, 성인 남성 30명이 참여하였다. 연구참여자는 스트레칭과 준비운동을 실시한 뒤, 신체 주요 관절과 분절에 반사마커를 부착하였고 근 활성도 측정을 위해 요추 관절 굴곡과 신전 움직임에 관여하는 주요 근육에 표면 전극을 부착하였다. 딥 스쿼트는 동적 요추 후만이 발생하는 DLK(Dynamic Lumbar Kyphosis) 조건과 동적 요추 후만(Restricted Dynamic Lumbar Kyphosis)을 제한하는 RDLK 조건으로 구분하여 수행했으며, 3차원 동작 분석과 근전도 분석을 통해 하지 및 요추 관절의 운동학적, 운동역학적 변인과 근 활성도 자료를 수집하였다. 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 요추 관절 손상 요인에 미치는 영향을 확인하기 위해 두 조건(DLK vs. RDLK) 간에 대응 표본 t 검정(paired samples t-test)을 실시하였다. 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 발생하는 원인은 DLK 조건에서 수집된 하지 관절의 방향별 최대 각도 및 근 활성도 변인을 요추 관절의 최대 굴곡 각도와 단계적 다중 선형 회귀분석(stepwise multiple linear regression analysis)을 통해 검증하였다.

그 결과, 딥 스쿼트 시 요추 관절의 최대 굴곡 각도는 DLK 조건이 RDLK 조건보다 더 높게 나타났다. 딥 스쿼트 시 요추 관절의 굴곡 회전력과 압축력은 DLK 조건이 RDLK 조건보다 더 높게 발생하였다. 딥 스쿼트 시 근 활성도는 요추 굴곡 구간과 요추 신전 구간에서 RDLK 조건이 DLK 조건보다 더 높은 척추 기립근의 활성도가 나타났다. 딥 스쿼트 시 하지

관절의 가동성 및 근 활성도 변인과 요추 관절의 최대 굴곡 각도 간의 단계적 다중 회귀 분석을 실시한 결과, 딥 스쿼트 시 엉덩 관절의 최대 굴곡 각도와 척추 기립근의 근 활성도가 요추 관절의 최대 굴곡 각도에 영향을 주는 것으로 확인되었다.

결과를 종합하면, 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만은 굴곡 회전력과 압축력을 높이며, 이는 요추 관절 손상의 위험을 증가시킬 것으로 판단하였다. 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 발생하는 원인은 엉덩 관절의 굴곡 가동성과 척추 기립근의 동원력에서 찾을 수 있었다. 따라서 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만은 지양해야 할 자세이며, 동적 요추 후만을 제어하고 요추 관절의 손상 위험을 감소시키기 위해서는 엉덩 관절의 굴곡 가동성의 증가와 딥 스쿼트 시 척추 기립근의 높은 동원력이 필수적인 요소이다.

---

주제어 : 딥 스쿼트, 동적 요추 후만, 벗 윙크, 요추 관절, 요추 손상

## 제1장 서론

### 제1절 연구의 필요성

스쿼트(squat)는 체간 근육(core muscle)과 하지 근육(lower limb muscle)의 기능을 향상하기 위한 대표적인 저항성 훈련(resistance exercise) 방법이다(Clark, Lambert, & Hunter, 2016; Escamilla, Fleisig, Lowry, Barrentine, & Andrews, 2001; Ratamess, 2021). 스쿼트 운동은 일반적으로 근력 강화 및 근육량 증가를 목적으로 수행되어 왔으며, 체지방 감소를 통한 심미적 목적으로도 이용된다. 더 나아가 스쿼트는 운동수행력 증진을 위한 선수 트레이닝(athletic training)과 근골격계의 손상 및 수술적 치료 후 회복을 목적으로 하는 재활 트레이닝(rehabilitation training)으로도 활용되어 왔다(Clark, Lambert, & Hunter, 2012; Escamilla, 2001). 이처럼 스쿼트는 신체 건강 및 운동 체력 요소의 향상을 위해 오랫동안 많은 사람들에게 권장되어 온 운동이다.

스쿼트는 양발로 지면을 지지하고 몸통과 하지 관절의 굽곡과 신전을 통해 동작을 수행하는 운동이다(Clark et al., 2012; Escamilla et al., 1998). 이때 신체 근육들은 다양한 형태의 근수축을 동원하여 체중과 외적 중량물(external weight)을 상·하(superior·inferior) 방향으로 반복적으로 이동시켜 스쿼트 동작을 수행한다(Escamilla, 2001; 임영태, 이재우, 박준성, 이성열, 권문석, 2018). 이러한 이유로 스쿼트 운동은 대표적인 닫힌 사슬 운동(Closed Kinetics Chain Exercise: CKCE)이자 복합관절 운동(multi-joint exercise)으로 정의되고 있다. 스쿼트의 운동강도는 외적 중량물을 증량하거나 스쿼팅 깊이(squatting depth)를 통해 조절한다(Bryanton, Kennedy, Carey, & Chiu, 2012; Clark et al., 2012; Kubo, Ikebukuro, & Yata, 2019). 외적 중량물을 이용한 운동강도는 1회 반복 최대 중량(1-Repetition Maximum: 1-RM)의 측정치를 기준으로 설정한다. 스쿼팅 깊이를 통한

운동강도는 하지 관절 가동범위에 의해 분류되며, 일반적으로 1/4 깊이로 앓는 쿼터(quarter) 스쿼트 또는 파셜(partial) 스쿼트, 대퇴부(thigh)가 지면과 수평이 되도록 앓는 하프(half) 스쿼트, 마지막으로 최대 깊이로 앓는 풀(full) 스쿼트 또는 딥(deep) 스쿼트로 구분한다.

딥 스쿼트(deep squat)는 여러 스쿼트 방법 중 하지 관절의 운동 범위와 스쿼팅 깊이가 가장 큰 동작이다. 딥 스쿼트 시 자세를 안정적으로 유지한 채 외적 중량물을 상·하 방향으로 크게 이동해야 하므로 다른 스쿼트 방법에 비해 하지 근육의 동원력이 요구되어 높은 강도의 운동법으로 알려져 있다(Schoenfeld, 2010). 이러한 딥 스쿼트 운동을 안전하게 수행하기 위해서는 하지 관절의 정상 가동범위, 즉 하지 관절의 가동성(mobility)과 안정적인 중량물의 이동을 위한 체간 및 하지근 기능이 필수적인 요소이다(Clark et al., 2012; Kim, Kwon, Park, Jeon, & Weon, 2015; Zawadka, Smolka, Skublewska-Paszkowska, Lukasik, & Gawda, 2020). 이 요소들의 결여(deficit)는 딥 스쿼트 시 신체의 보상작용(compensation)으로 이어지며, 잘못된 움직임 패턴을 유발하고 하지 및 요추 관절의 근골격계 손상 위험을 증가시킬 가능성이 있다(Kritz, Cronin, & Hume, 2009). 따라서 딥 스쿼트 시 양발과 무릎 관절은 안정적으로 유지하고 발목, 엉덩 관절은 원활한 굴신 운동을 위한 가동성이 필요하며, 요추 관절은 중립 상태를 유지한 채 수행해야 한다(Kritz et al., 2009; Schoenfeld, 2010).

딥 스쿼트 동작 시 요추(lumbar vertebrae)는 체중과 외적 중량물의 하중을 직접적으로 지지하는 부위이기에 잘못된 자세로 동작을 수행할 시 요통(low back pain), 추간판 탈출증(herniated intervertebral disc) 등의 요추 관절 손상이 발생하기 쉽다(Burgess-Limerick, 2003; Cappozzo, Felici, Figura, & Gazzani, 1985; Eltoukhy et al., 2016; Yanagisawa, Oshikawa, Adachi, Matsunaga, & Kaneoka, 2021). 이를 예방하기 위해 딥 스쿼트 동작 시 요추 관절은 중립 상태인 전만(lordosis)을 유지하고 후만(kyphosis) 움직임을 제어하도록 권장하고 있다. 하지만 대다수의 웨이트 트레이닝

참가자의 딥 스쿼트 동작을 시상면(sagittal plane)에서 살펴보면, 하강 구간의 최대 깊이로 앉는 지점 부근에서 허리가 굽어지는 현상, 즉 동적 요추 후만을 쉽게 관찰할 수 있다(McKean, Dunn, & Burkett, 2010; Schoenfeld, 2010).

동적 요추 후만(dynamic lumbar kyphosis)은 딥 스쿼트 동작 시 하지 관절의 굴곡 운동이 이루어지는 하강 구간(descending phase)에서 중립 상태인 요추 부위가 둑글게 말리는 현상, 즉 요추 관절의 불수의적 굴곡(involuntary flexion) 움직임을 의미한다. 딥 스쿼트 운동을 수행 및 지도하는 현장(field)에서는 이를 둔부(hip)가 윙크(wink)하는 형상이라고 일컬어 ‘벗 윙크(butt wink)’라 칭한다. 이 같은 현상은 스쿼팅 깊이가 증가함에 따라 요추 관절의 중립 상태를 유지하지 못하여 발생하는 것으로 알려져 있다(McKean et al. 2010). 동적 요추 후만은 스쿼팅 깊이가 가장 크게 나타나는 딥 스쿼트 동작에서 쉽게 관찰되며, 그 정도가 개인차를 보인다는 것이 특징이다.

딥 스쿼트 동작 시 동적 요추 후만에 대한 선행연구를 살펴보면, Cappozzo et al.(1985)는 딥 스쿼트 동작에서 몸통의 굴곡으로 발생하는 요추 후만은 척추관절 내 압축력을 증가시키는 요인으로 제시하였으며, Hartmann, Wirth, & Klusemann(2013)의 연구에서는 동적 요추 후만이 요추 관절 내 압축력과 전단력을 증가시키고 추간판 탈출 위험성을 높이는 요인으로 보고하였다. 반면, McKean et al.(2010)은 외적 중량물의 무게를 연구참여자 체중의 50%로 설정하여 딥 스쿼트를 수행했을 때 발생하는 동적 요추 후만은 자연스러운 움직임으로 보았으므로 웨이트 트레이닝 숙련자의 경우 딥 스쿼트 동작에서 나타나는 동적 요추 후만의 제어는 불필요하다고 제안하였다. 이처럼 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만에 대한 선행연구의 결과가 상이하며 동적 요추 후만의 허용 유·무에 대한 이견들이 나타나고 있다.

더욱이 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만의 원인은 운동참여자의 경험과 추측에 근거하며, 본 현상에 대한 과학적 검증을 통해 도출된 결과는 찾기

힘든 실정이다. 동적 요추 후만을 운동형상학 관점에서 살펴보면, 요추 관절은 천골(sacrum)을 통해 골반(pelvis)과 연결된 구조이다(Neumann, 2016). 이러한 구조적 특성 때문에 요추 관절의 굴신 움직임은 골반의 전·후방 기울기(anterior-posterior tilt) 움직임에 영향을 받는다(Maduri, Pearson, & Wilson, 2008; Neumann, 2016; Tafazzol, Arjmand, Shirazi-Adl, & Parnianpour, 2014). 따라서 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만은 골반의 전·후방 기울기 움직임에 기여하는 근육 동원력의 관점에서 접근할 필요성이 있다. 특히 딥 스쿼트 동작은 대표적인 단련 사슬 운동이므로 운동역학적 사슬(kinetic chain)에 의하여 하지 관절의 가동성이 요추 관절의 운동에 영향을 미칠 것으로 예상된다.

그러므로 본 연구는 딥 스쿼트 시 발생하는 동적 요추 후만이 요추 관절에 미치는 영향을 확인하고 그 원인을 분석하고자 하였다. 우선, 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 요추 관절의 운동학적(kinematics), 운동역학적(kinetics) 변인에 미치는 영향을 확인하기 위해 동적 요추 후만이 발생하는 조건과 동적 요추 후만을 제한하는 조건으로 구분하여 실험을 진행하였다. 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 발생하는 원인은 하지 관절의 운동학적 변인과 근 활성도를 통해 분석하고자 하였다. 이를 통해 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만의 허용 유·무에 대한 과학적 근거와 동적 요추 후만의 원인에 대한 근거를 제시함으로써 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만을 개선하기 위한 기초 자료를 제공하고자 하였다.

## 제2절 연구의 목적

본 연구는 ‘딥 스쿼트 시 허리가 굽어지는 현상, 즉 동적 요추 후만이 요추 관절에 어떠한 영향을 미치며, 딥 스쿼트 동작에서 동적 요추 후만이 발생하는 원인이 무엇일까?’라는 의문점을 가지고 본 연구주제에 대해 접근하였다. 이에 대한 세부적인 연구목적은 다음과 같다.

### 1. 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만의 허용 유·무에 대한 고찰

딥 스쿼트 동작에서 관찰되는 동적 요추 후만은 웨이트 트레이닝을 수행하는 일반인과 이를 지도하는 전문가들 사이에서 자연스러운 신체 움직임이라는 의견과 요추 관절 손상의 위험 요인이라는 의견이 대립하고 있다. 따라서 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 요추 관절의 운동학적, 운동역학적 변인의 결과에 미치는 영향을 확인하였다. 이를 통해 딥 스쿼트 동작 시 동적 요추 후만의 허용 유·무에 대한 고찰 및 논쟁에 대한 과학적인 근거를 제시하고자 하였다.

### 2. 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만의 원인 분석

딥 스쿼트 시 동적 요추 후만의 허용 유·무에 대한 이견이 존재하고 있는 가운데, 본 현상을 과학적 검증 절차를 통해 원인을 분석한 연구가 부족한 실정이다. 요추 관절은 천추를 통해 골반과 결합된 구조이고 요추 관절의 굴곡과 신전 움직임은 골반의 전·후방 기울기에 기인하는 것으로 알려져 있다. 이러한 요추 관절의 운동형상학적 특성 때문에 골반의 기울기는 하지 관절의 운동학적 변인과 골반 주변의 근육 동원에 따라 조절될 것으로 예상된다. 따라서 요추 관절의 운동형상학적 관점과 운동학적 사슬에 근거하여 딥 스쿼트에서 나타나는 동적 요추 후만을 하지 관절과 골반의 움직임과 관련된 운동학적 변인과 근 활성도 수준에서 그 원인을 분석하고자 하였다.

### 제3절 연구의 가설

본 연구는 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 발생하는 DLK(Dynamic Lumbar Kyphosis)조건과 동적 요추 후만을 제한하는 RDLK(Restricted Dynamic Lumbar Kyphosis) 조건으로 구분하여 실험을 진행하였다. 우선 두 조건의 딥 스쿼트 동작 간의 일관성을 확인하였고, 딥 스쿼트 시 DLK 조건과 RDLK 조건에서 수집한 운동학적 및 운동역학적 변인과 근 활성도 자료를 비교하여 동적 요추 후만이 요추 관절 손상 요인에 미치는 영향과 그 원인을 분석하였다. 이를 위해 다음과 같은 가설을 설정하였다.

1. 딥 스쿼트 시 DLK 조건과 RDLK 조건 간 요추 관절의 운동학적 및 운동역학적 변인의 결과에 차이가 있을 것이다.
2. 딥 스쿼트 시 요추 관절의 굴곡 및 신전 움직임과 관련된 주요 근육군의 근 활성도가 DLK 조건과 RDLK 조건 간의 차이가 있을 것이다.
3. 딥 스쿼트 시 DLK 조건에서 하지 관절의 방향별 최대 각도 및 근 활성도 변인은 요추 관절의 최대 굴곡 각도와 인과관계가 있을 것이다.

## 제4절 연구의 제한점

본 연구는 다음과 같은 제한점을 가진다.

1. 본 연구는 딥 스쿼트 동작과 함께 바벨을 외적 중량물로 사용하는 바벨 백 스쿼트(barbell back squat)를 수행하였다. 이와 다른 유형의 스쿼트 방법은 도출된 연구 결과와 일치하지 않는다.
2. 본 연구에서 사용한 요추 모델은 골반과 상체의 피부에 부착된 반사 마커와 요추의 질량 및 관성치를 통해 심부의 요추 분절의 위치 및 이동을 추정하는 방법이기에 연구참여자별 요추 관절의 구조적 특성과 주변 결합조직의 특성을 고려하지 못하였다.
3. 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만의 원인은 하지 관절의 가동성과 요추 관절의 굴곡, 신전에 기여하는 근육군 수준에서 분석하였으며, 주요 관절의 결합조직의 특성 및 신경계 수준의 운동 조절 능력은 고려하지 못하였다.

## 제5절 용어의 정의

본 연구에서 사용한 용어 및 정의는 다음과 같다.

1. 스쿼트(squat): 앉았다 일어서는 동작으로 하지 근력 향상 및 근 비대를 목적으로 수행하는 대표적인 하체 운동.
2. 스쿼팅 깊이(squatting depth): 스쿼트 운동 수행 시 앉는 깊이.
3. 체간 근육(core muscle): 신체의 중심부인 척추, 골반 복부를 지지하는 근육으로 복직근, 복횡근, 횡격막, 골반기저근 등이 있음.
4. 저항성 훈련(resistance exercise): 신체 근 기능 향상을 목적으로 체중과 외적 부하인 바벨, 덤벨, 저항밴드 등을 사용하여 근육에 저항을 적용하는 훈련법.
5. 선수 트레이닝(athletic training): 운동선수를 대상으로 운동수행력을 향상하기 위해 수행하는 훈련으로써 근력, 근지구력, 순발력, 민첩성 훈련 등으로 구성함.
6. 재활 트레이닝(rehabilitation training): 근골격계 손상 및 수술 직후, 감퇴한 신체 기능과 관절 가동범위를 향상하기 위한 훈련.
7. 외적 중량물(external weight): 저항성 훈련 시 주로 사용하며, 바벨, 덤벨, 케틀벨 등 체중 부하 이외의 신체에 부과되는 외적 부하물.
8. 닫힌 사슬 운동(Closed Kinetic Chain Exercise: CKCE): 손 또는 발이 고정된 상태의 운동을 뜻하며, 열린 사슬 운동보다 근육의 동원력이 높아 근 기능 강화 및 재활 목적으로 수행함.
9. 복합 관절운동(multi joint exercise): 2개 이상의 관절을 사용하는 운동으로, 근육의 동원력이 높아 근 기능 향상에 효과적인 운동임.
10. 1회 반복 최대 중량(1-Repetition Maximum: 1-RM): 1회 반복할 수 있는 최대 중량. 주로 스쿼트, 벤치프레스, 데드리프트 동작에서 1-RM을 측정함.

11. 요추(lumbar vertebrae): 흉추(thoracic vertebrae)와 천골(sacrum) 사이에 위치한 척추뼈로 5개의 요추 뼈로 구성됨.
12. 후만(kyphosis): 척주의 후방 만곡.
13. 전만(lordosis): 척주의 전방 만곡.
14. 시상면(sagittal plane): 신체를 좌우로 나누는 면.
15. 골반 전방 기울기(anterior pelvic tilt): 골반이 전방으로 기울어짐.
16. 골반 후방 기울기(posterior pelvic tilt): 골반이 후방으로 기울어짐.
17. 운동학적 분석(kinematics analysis): 운동의 원인을 고려하지 않고 운동을 관찰하고 분석하는 방법으로 위치, 속도, 가속도, 각변위, 각가속도 등을 다룸.
18. 운동역학적 분석(kinetics analysis): 운동의 원인을 규명하기 위한 분석 방법으로 힘, 회전력 등을 다름.
19. DLK 조건(Dynamic Lumbar Kyphosis condition: DLK condition): 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 발생하는 조건을 뜻함.
20. RDLK 조건(Restricted Dynamic Lumbar Kyphosis condition: DLK condition): 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만을 제한하는 조건을 뜻함.
21. 주동근(agonist): 신체가 특정 운동 시 사용되는 주요 근육.
22. 길항근(antagonist): 신체가 특정 운동 시 사용되는 주요 근육의 반대 되는 근육.
23. 짹힘(coupling force): 회전력을 생성하기 위한 동일한 작용선 상에 있지 않은 반대 방향의 힘.
24. 허리골반 리듬(lumbopelvic rhythm): 허리뼈와 엉덩 관절의 운동형상 학적인 상호관계에 의해 시상면에서 골반의 돌림 운동은 허리뼈의 배열상태에 영향을 줌.
25. 가동성(mobility): 관절의 구조 및 근육의 작용을 통해 관절이 움직일 수 있는 범위.

## 제2장 이론적 배경

### 제1절 스쿼트

#### 1. 스쿼트의 정의와 방법

스쿼트는 체간과 하지 근육의 기능 향상을 위한 대표적인 저항성 훈련 방법이다(Escamilla. et al., 2001; Ratamess, 2021). 스쿼트 운동은 주로 하지 근 기능 개선을 목적으로 수행되며, 외적 중량물을 제어하고 자세 정렬을 유지하는 과정 중에 체간 근육이 동원된다(Clark, D. et al., 2016).

일반적으로 스쿼트는 양발을 지면에 고정하고 발목, 무릎, 엉덩 관절의 굴곡과 신전 운동을 통해 수행한다. 양발의 위치는 바깥 방향으로 외회전(external rotation)한 뒤, 양발은 어깨너비 정도로 벌린다(Kritz et al., 2009). 하지 관절의 굴곡과 신전 운동은 주동근(agonist)과 길항근(antagonist)의 협응(coordination)을 통해 올바른 움직임 패턴 및 자세 안정성을 유지하며 동작을 수행해야 한다. 스쿼트에서 몸통과 하지 관절의 잘못된 움직임 패턴은 보상작용을 유발하고 근골격계 손상 위험성이 증가한다(Kritz et al., 2009). 스쿼트 동작 중 허리는 외적 중량물의 하중을 받는 부위이기에 허리 손상 위험이 높다(Yanagisawa et al., 2021). 따라서 스쿼트 동작 시 허리는 과도한 전만과 후만 움직임을 제어하여 중립 상태로 수행해야 한다(Schoenfeld, 2010).

#### 2. 스쿼트의 운동강도 설정

스쿼트 동작 시 운동강도는 외적 중량물의 무게, 반복 횟수, 스쿼팅 깊이를 통해 설정한다. 스쿼트 운동을 수행할 때 신체 근육에 점증적 과부하를 적용하기 위해 외적 중량물을 사용하며, 이때 덤벨(dumbbell), 바벨(barbell), 캐틀벨(kettlebell)과 같은 용구를 이용한다. 운동강도는 목표로 하는 체력

요소에 따라 외적 중량물의 무게와 반복 횟수를 다르게 적용한다(Baechle & Earle, 2008). 일반적으로 외적 중량물의 무게는 개인의 체력 수준을 고려하여 1회 반복 최대 중량을 측정한 뒤, 측정치를 기준으로 외적 중량물의 무게와 반복 횟수를 정한다. 스쿼팅 깊이는 하지 근육의 동원력에 영향을 미치는 것으로 보고되며(Bryanton, Kennedy, Carey, & Chiu, 2012), 스쿼트 동작 시 스쿼팅 깊이를 조절하여 운동 강도를 설정한다. 이러한 이유로 스쿼트는 스쿼팅 깊이에 따라 1/4 깊이까지 앓는 쿼터 스쿼트(quarter squat) 또는 파셜 스쿼트(partial squat), 대퇴부가 지면과 수평이 되도록 앓는 하프 스쿼트(half squat), 최대 깊이까지 앓는 풀 스쿼트(full squat) 또는 딥 스쿼트(deep squat)로 구분된다.

### 3. 딥 스쿼트의 정의

딥 스쿼트는 여러 유형의 스쿼트 방법 중에서 가장 스쿼팅 깊이가 큰 운동 방법이다. 딥 스쿼트를 원활히 수행하기 위해서는 비교적 높은 하지 관절의 가동범위가 요구되고 체중과 외적 중량물을 안정적으로 상·하 운동을 시키기 위해 체간 및 하지의 근력이 요구된다. 딥 스쿼트 동작의 기준은 정성적 평가 기준과 정량적 평가 기준으로 구분된다. 정성적 평가 기준은 양발이 지면에 고정된 상태에서 최대 깊이로 앓는 동작이며, 허벅지의 후면이 종아리 후면과 서로 접촉하는 것으로 정의된다(Escamilla, 2001). 정량적 평가 기준은 연구자마다 상이하게 나타나는데, Escamilla et al.(2001)와 Schoenfeld(2010)는 무릎 관절이  $100^\circ$  이상 굽곡된 동작을 딥 스쿼트로 정의하였고, Comfort 와 Kasim(2007)은 무릎 관절의 굽곡 각도가  $125^\circ$  이상을 딥 스쿼트로 정의하였다.

#### 4. 스쿼팅 깊이에 따른 하지근 활성도

스쿼트는 하지 관절의 운동 범위에 따라 스쿼팅 깊이가 결정되며, 스쿼트 동작 시 스쿼팅 깊이에 따른 하지근 활성도에 대한 여러 선행연구가 진행되었다. 국내 연구에서 박성진, 최가람, 김창국(2013)은 스쿼트 동작을 무릎 관절의 굴곡 각도  $60^\circ$ ,  $75^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $100^\circ$ 를 기준으로 구분하였으며, 연구참여자의 대퇴직근, 외측광근, 내측광근, 대퇴이두근, 반건양근, 비복근 내측에 표면 근전도 전극을 부착하여 스쿼트 동작 시 무릎 관절의 굴곡 각도에 따른 근 활성도의 최댓값과 평균값으로 비교하였다. 내측광근, 외측광근과 대퇴직근의 근 활성도는 무릎 관절의 굴곡 각도  $90^\circ$ 까지 증가하였으며 무릎 관절 굴곡 각도  $90^\circ$  이상부터 감소하는 결과를 보고하였다.

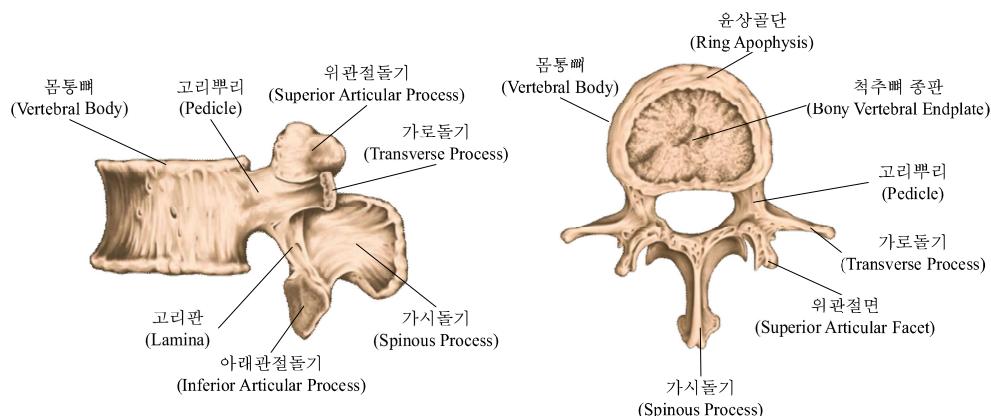
국외 연구에서는 Caterisano et al(2002)은 연구참여자들의 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근, 대둔근에 표면 근전도 전극을 부착하여 쿼터, 하프, 딥 스쿼트 동작에서 근 활성도 변화를 확인하였는데 일어서는 구간에서 딥 스쿼트가 쿼터 스쿼트 보다 통계적으로 높은 대둔근 활성도가 나타났다. Jaberzadeh, Yeo, & Zoghi(2016)의 연구에서는 스쿼팅 깊이를 무릎 관절의 굴곡 각도를 기준으로  $20^\circ$ ,  $50^\circ$ ,  $80^\circ$ 로 구분하였으며, 연구참여자의 내측광근과 외측광근에 표면 근전도 전극을 부착하여 근 활성도를 분석하였다. 스쿼팅 깊이가 가장 큰 무릎 관절의  $80^\circ$  굴곡 운동을 수행한 스쿼트 동작에서 내측광근과 외측광근의 높은 근 활성도를 보였다.

## 제2절 요추 관절

### 1. 요추 관절의 역할 및 구조

요추 관절은 흉추(thoracic vertebrae)와 천골(sacrum) 사이에 위치하는 뼈대 구조물이며, 신체를 직립 상태로 유지하고 체중 부하를 지지해주는 역할을 한다(Angin & Simsek, 2020; Galbusera & Wilke, 2018). 요추 관절은 1번 요추부터 5번 요추까지 총 5개의 척추뼈로 구성되며, 마지막 5번 요추는 천골과 관절하여 천장관절(sacroiliac joint)을 이루고 있다.

요추 뼈는 <그림 2-1>과 같이 몸통뼈(vertebral body)와 몸통뼈의 후면 요소 영역(posterior elements) 그리고 몸통뼈와 후면 요소 영역을 연결하는 2개의 고리 뿌리(pedicles)로 구분된다. 요추의 몸통뼈는 척추뼈 종판(vertebral endplate)이라 불리는 두 개의 관절면을 가지고 있으며, 이는 수직 방향을 향하고 있다(Neumann, 2016). 두 관절면은 오목한 형태로 섬유연골성 추간판(fibrocartilaginous intervertebral disc)의 부착지점을 제공하는 역할을 한다. 각 척추뼈는 섬유연골성 추간판과 두 개의 후관절(facet joint)로 연결되어 있으며, 주변 여러 인대는 척추뼈 사이를 연결하여 관절의 안정성을 높이는 역할을 한다(Galbusera & Wilke, 2018).

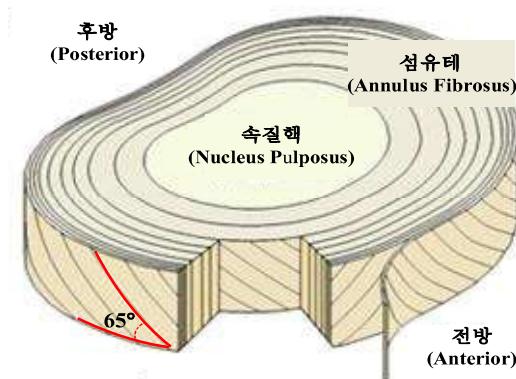


<그림 2-1> Components of lumbar vertebrae

(출처: stihii/Shutterstock.com)

## 2. 척추원반

척추원반(intervertebral disc)은 흔히 추간판 또는 디스크로 불리는 섬유연골성 관절이며, 척추뼈 사이에 위치하여 충격을 흡수하는 역할을 한다(Galbusera & Wilke, 2018). 척추원반은 중심부에 속질핵이 위치하고, 이를 둘러싸고 있는 섬유테로 구성되어 있다. 속질핵(nucleus pulposus)은 척추사이원반에서 뒤쪽 방향에 위치한 겔 형태의 연한 덩어리이며, 약 70-90%가 수분으로 구성된다(Panjabi & White, 1980). 이를 통해 체중과 외적 부하를 지속적으로 분산시키고 충격을 흡수하는 기능을 한다. <그림 2-2>와 같이 섬유테(annulus fibrosus)는 라멜라(lamellae)라 불리는 20개 이상의 동심성 아교질 섬유(circular collagen type fiber)층으로 구성되어 있다. 섬유테를 구성하는 아교질 섬유는 약 65° 방향으로 기울어진 상태로 배열되어 있으며, 인접한 다른 섬유들과 다른 방향으로 교차한 형태이다(Bogduk, 2005). 이러한 섬유테의 배열과 형태는 척추뼈 사이의 움직임에서 전단(shear)과 비틀림(twist)에 대한 저항력을 제공할 수 있다(Neumann, 2016).



<그림 2-2> Composition of intervertebral disc

## 3. 요추 관절의 역학적 부하

요추는 천골과 미골(coccyx) 다음으로 척주(vertebral column) 영역 중에서 낮은 위치에 구성된 척추뼈이며, 정적으로 서 있는 자세 또는 몸통의

굴곡 움직임이 발생하면 높은 부하량이 작용하는 부위이다. 이러한 이유로 자세 유형과 신체 운동에 따라 변화하는 요추 관절에 발생하는 역학적 부하(mechanical load)를 확인하기 위해 여러 선행연구가 진행되었다.

Wilke & Rohlmann(2012)은 일상생활에서 이뤄지는 다양한 자세와 움직임에 따라 4번과 5번 요추 관절의 사이에 위치한 척추원반에 생성되는 압력을 측정하였다. 그 결과, 바로 누운 자세(supine position)는 0.1 MPa로 가장 낮은 압력 수치가 나타났으며, 편안히 서 있는 자세는 바로 누운 자세보다 높은 0.48-0.5 MPa가 나타났다. 가장 높은 압력 수치를 나타낸 자세는 몸통을 굽하고 무릎 관절을 신전시키는 자세(stoop position)이며, 약 20 kg의 중량물을 들어 올릴 때 척추원반에서 약 2.3 MPa의 압력이 발생하였다.

Ausavanonkulporn, Areekul, Senavongse, & Sukjamsri(2019)는 세 가지의 다른 자세로 중량물을 들어 올릴 때, 요추에서 생성되는 부하량을 근골격계 모델링을 사용하여 분석하였다. 실험에 수행된 자세는 몸통을 구부리는 자세(stoop), 스쿼트, 한 다리 무릎 꿇은 자세(kneeling)로 설정하였다. 그 결과, 요추에서 생성된 압축력(compression force)과 관절 합력(resultant joint force)은 통계적으로 유의미한 차이는 없었으나 전단력(shear force)은 몸통을 구부리는 자세와 한 다리 무릎 꿇은 자세에서 유의미한 차이가 나타났다. Eltoukhy et al.(2016)은 역도(olympic lifting)의 테드리프트(deadlift), 클린(clean), 스내치(snatch) 동작에서 발생하는 요추 부하량을 분석하였으며, 이를 위해 운동역학적 모델링을 사용하여 요추의 압축력, 전단력, 굽힘 회전력(bending moment)을 측정하였다. 압축력은 클린 동작 시 5번 요추에서 가장 높게 나타났고 전단력은 스내치 동작 시 1번 요추에서 가장 높게 발생하였다. 굽힘 회전력은 클린 동작 시 2번 요추에서 가장 높게 나타났다.

이처럼 여러 연구자들이 다양한 자세와 동작을 다른 접근법으로 요추의 역학적 부하량을 측정 및 분석하였다. 선행 연구의 도출된 결과를 종합해보면, 구부러진 자세, 즉 척추뼈가 굽곡된 형태에서 높은 요추 부하량을 확인할 수 있다.

## 제3장 연구방법

### 제1절 연구참여자

본 연구는 아래 제시한 조건에 해당하는 성인 남자 총 30명이 실험에 참여하였다<표 3-1>.

- 1) 최근 1년간 하지 및 요추 관절의 근골격계 병력과 신체 불균형이 없고 주동 다리(dominant leg)가 오른쪽 다리인 자.
- 2) 중·고강도의 웨이트 트레이닝을 1년 이상 지속한 숙련자.
- 3) 딥 스쿼트 기준, 1회 최대 반복(1-Repetition Maximum: 1-RM) 중량이 100 kg 이상인 자.
- 4) 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 관찰되는 자.

본 연구는 윤리적인 연구참여자 모집 및 선정과 원활하고 안전한 실험 진행을 위해 건국대학교 기관 생명윤리위원회의 승인을 받은 뒤에 진행하였다(IRB No. 7001355-202204-HR-543).

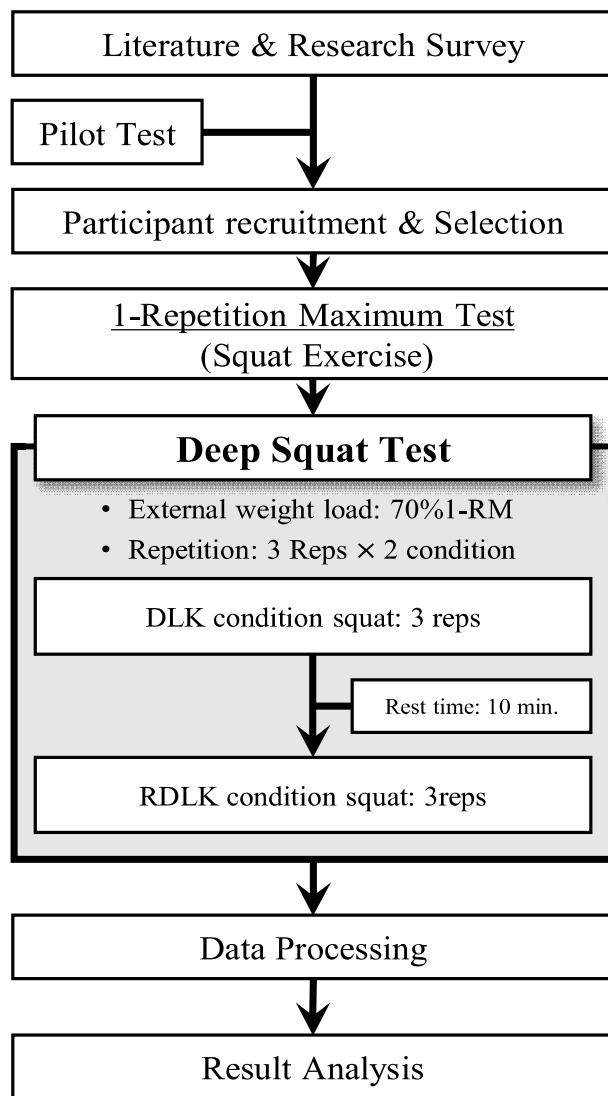
<표 3-1> Characteristics of participants (unit)

<i>n</i> = 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

Note. SQ= squat, 1-RM= 1-repetition maximum

## 제2절 실험 설계

본 연구의 실험 설계는 <그림 3-1>과 같다.



<그림 3-1> Experimental design

## 제3절 실험장비 및 절차

### 1. 실험장비

본 연구에서 사용한 실험장비와 소프트웨어는 <표 3-2>와 같다.

<표 3-2> Specifications of experimental equipment and software

Measurement & Analysis	Equipment & software	Model	Manufacturer
3D Motion Capture system	Infrared Camera Nexus	MX-T10S 2.14	Vicon, USA
Ground Reaction Force	AMTI Force Plate	OR6-7-1000	AMTI, USA
Surface Electromyography	wireless EMG System	Trigno wireless EMG	Delsys, USA
3D motion analysis	Visual 3D	Visual 3D professional	C-Motion, USA

### 가. 적외선 카메라(infrared camera)

딥 스쿼트 시 연구참여자들의 주요 관절 및 분절에 부착된 반사 마커의 위치 데이터 수집과 3차원 운동학적 분석을 위해 적외선 카메라(MX-T10S, Vicon, USA) 8대와 Nexus ver. 2.14(Vicon, USA) 소프트웨어를 사용하였다 <그림 3-2>.



<그림 3-2> Infrared camera

### 나. 지면반력기(force plates)

딥 스쿼트 동작 시 양발에서 발생하는 지면반력(Ground Reaction Force: GRF)을 측정하고 요추 관절의 운동역학적(kinetics) 변인을 산출하기 위해 지면반력기(OR6-7-1000, AMTI, USA) 2대를 사용하였다 <그림 3-3>.



<그림 3-3> AMTI force plates

#### 다. 무선 표면 근전도 시스템(wireless surface EMG system)

딥 스쿼트 시 동적 요추 후만의 조건 간의 근 활성도 차이와 원인을 분석하기 위해 무선 표면 근전도 시스템(wireless surface EMG system, Delsys, USA) 7채널을 사용하였다<그림 3-4>.

표면 전극(surface electrode)은 요추 관절의 굴신 운동에 관련된 주요 근육군인 복직근(Rectus Abdominis: RA), 외복사근(External Oblique: EO), 척추 기립근(Erector Spinae: ES), 광배근(Latissimus Dorsi: LAT), 대퇴직근(Rectus Femoris: RF), 대둔근(Gluteus Maximum: GM), 대퇴이두근 장두(Biceps Femoris Long Head: BFL)에 부착하여 근 활성도의 원자료를 수집하였다(sampling rate: 2000 Hz).



<그림 3-4> Delsys wireless EMG system

## 2. 실험 절차

본 연구참여자는 딥 스쿼트를 원활히 수행할 수 있는 웨이트 트레이닝 숙련자를 모집하였으며, 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 관찰되는 인원을 선별하여 실험에 참여시켰다. 연구참여자는 본 연구의 목적과 실험 절차를 설명받은 뒤, 연구 참여동의서에 서명하였다. 본 연구는 딥 스쿼트 동작에서 발생하는 동적 요추 후만에 대한 실험이므로 연구참여자에게 본 연구의 세부적인 목적과 내용을 전달할 경우에 연구참여자가 딥 스쿼트 동작 시 동적 요추 후만을 의도적으로 제어하고 이로 인해 수집 데이터가 변질될 것으로 판단하였다. 따라서 연구참여자에게 본 연구의 세부 목적 및 내용을 전달하지 않고 간략한 실험 절차와 주의사항을 전달하여 실험을 진행하였다.

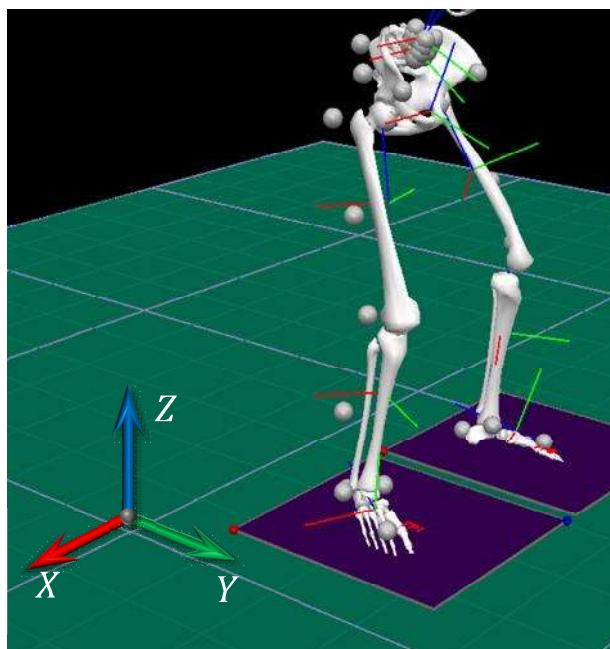
또한 딥 스쿼트 시 하지 및 요추 관절의 운동학적, 운동역학적 변인과 근 활성도를 비교하는 연구이므로 운동강도가 딥 스쿼트 동작과 근 활성도에 영향을 줄 것으로 판단하였다. 이에 따라 딥 스쿼트 시 연구참여자별 상대적 적정 운동강도를 설정하기 위해 참여자들의 근 피로도를 고려하여 본 실험을 진행하기 일주일 전에 딥 스쿼트 1회 최대 중량 검사(1-Repetition Maximum Test: 1-RM Test)를 측정하였다. 1-RM 검사는 미국 체력관리학회(National Strength and Conditioning Association: NSCA)에서 제시한 방법으로 진행하였고(Haff & Triplett, 2015), 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 체성분 검사 및 신체 계측을 마친 뒤, 약 10분간 스트레칭과 준비운동을 실시하였고 신체에 밀착되는 spandex 소재의 의류로 갈아입었다. 연구참여자는 근전도 표면 전극을 피부에 부착하기 위해 부착 부위를 제모하고 알코올 솔으로 소독한 뒤, 총 7채널의 표면 전극을 각 지정 근육군에 부착하였다. 이후 본 실험의 딥 스쿼트 동작에서 수집한 근 활성도 원자료를 표준화(normalization)하기 위해 최대 수의적 근수축(Muscle

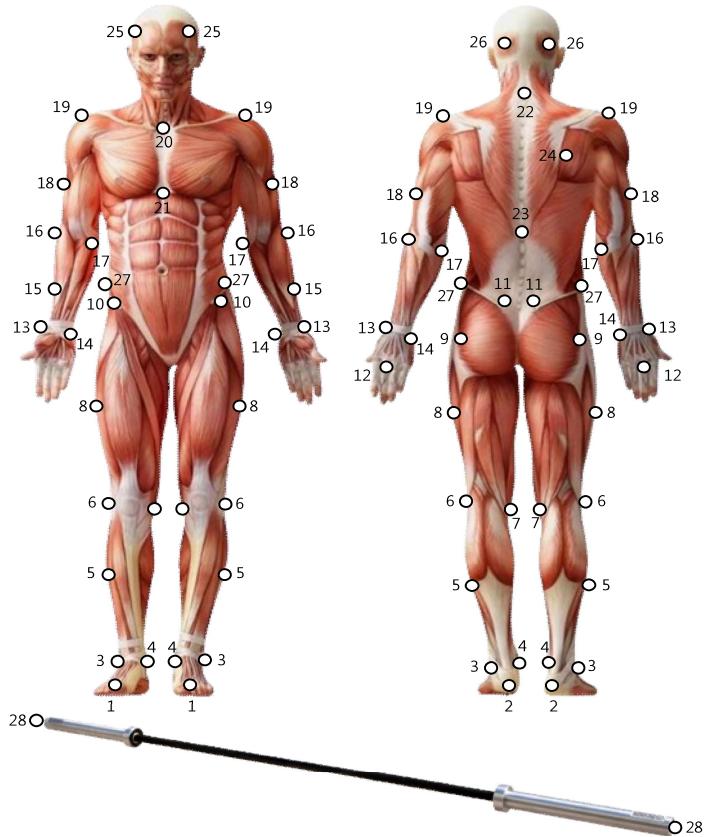
Voluntary Isometric Contraction: MVIC)을 약 5초간 측정하였다.

연구참여자는 MVIC 측정으로 인한 근 피로를 고려하여 충분한 휴식을 취한 뒤, Vicon 사에서 제공하는 Plug-in-Gait 모델을 기반으로 총 51개의 15 mm 구형 반사 마커(reflective marker)를 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<그림 3-6>.

연구참여자의 신체에 반사 마커를 부착한 뒤, Vicon 사에서 제공하는 Active Wand를 사용하여 캘리브레이션(calibration)을 수행했으며, 이를 통해 전역 좌표계를 설정하였다. 전역 좌표계(global reference frame)는 전·후 방향을 Y축, 좌·우 방향을 X축, 수직 방향을 Z축으로 정의하였다<그림 3-5>.



<그림 3-5> Definition of global reference frame  
in Visual 3D software



- 1. left, right toe on the Feet
- 2. left, right foot upper posterior calcaneus
- 3. left, right lateral malleolus
- 4. left, right medial malleolus
- 5. left, right lateral tibia
- 6. left, right lateral epicondyle
- 7. left, right medial epicondyle
- 8. left, right lateral thigh
- 9. left, right greater trochanter
- 10. left, right anterior superior iliac spine
- 11. left, right posterior superior iliac spine
- 12. left, right 3th metacarpal head
- 13. left, right lateral aspect of head of radius
- 14. left, right lateral aspect of head of ulnar
- 15. left, right lateral aspect of forearm
- 16. left, right humeral lateral epicondyle
- 17. left, right humeral medial epicondyle
- 18. left, right lareral aspect of humeral
- 19. left, right lateral acromion
- 20. jugular notch of sternum
- 21. xiphoid process
- 22. 7th cervical vertebral
- 23. 12th thoracic vertebrae
- 24. scapula
- 25. left, right fore head
- 26. left, right back head
- 27. left, right iliac crest
- 28. left, right barbell

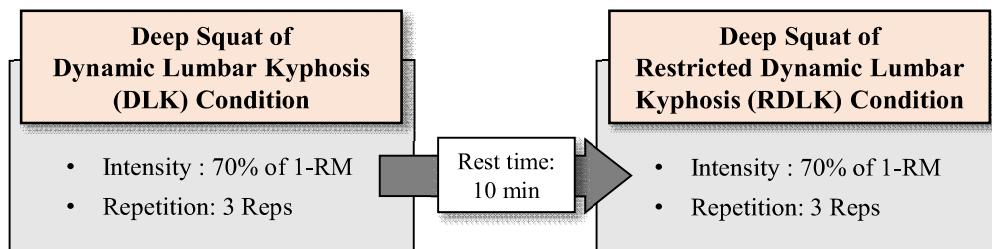
<그림 3-6> Attachment placements of reflective marker

연구참여자는 적외선 카메라로 해부학적 자세(anatomical position)인 statics trial을 촬영하고 딥 스쿼트 동작인 dynamic trial을 촬영하였다.

딥 스쿼트 시 연구참여자는 2대의 지면반력기 위에 양발을 각각 위치시키고 양발의 너비는 골반 너비의 약 100–120%, 양발의 방향은 약 15–30° 외회전(external rotation)시켰다. 외적 중량물인 바벨은 연구참여자의 7번 경추 극돌기(spinous process of 7<sup>th</sup> cervical spine)와 견갑극(spine of scapula)의 중간부에 위치시켰다. 딥 스쿼트 시 외적 중량 부하는 근 비대(muscular hypertrophy) 목적의 운동강도인 1회 반복 최대 중량(1-RM)의 70%로 설정하였다(Haff & Triplett, 2015).

각 연구참여자는 올바른 딥 스쿼트를 수행하기 위해 양발이 지면에서 떨어지지 않고 자세의 과도한 흔들림이 없는 상태에서 대퇴부(thigh) 후면이 종아리와 서로 접촉하도록 무릎 관절을 굽곡 시켰으며(Escamilla, 2001), 사전에 무릎 관절의 최대 굽곡 각도인 120°를 연구참여자에게 인지시키고 연습한 뒤, 본 실험에서 무릎 관절 굽곡 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 제어 할 가능성을 고려하여 본 연구의 목적을 연구참여자에게 알리지 않은 상태에서 DLK 조건을 먼저 수행하였다. 이후 연구참여자에게 동일한 스쿼팅 깊이(squatting depth)에서 동적 요추 후만을 제한하도록 전달한 뒤, RDLK 조건의 딥 스쿼트를 수행하였다<그림 3-7>. 연구참여자는 각 조건의 딥 스쿼트 동작을 3회 반복하였으며, 근 피로를 고려하여 DLK 조건과 RDLK 조건 사이에 10분 이상의 휴식 시간을 제공하였다.



<그림 3-7> Procedure of experiment

딥 스쿼트 동작은 총 8대의 적외선 카메라를 이용하여 촬영하였고 (sampling rate: 250 Hz), 2대의 지면반력기(sampling rate: 2000 Hz)와 7채널의 근전도 분석 장비(sampling rate: 2000 Hz)를 동기화하여 원자료를 수집하였다. 이를 통해 딥 스쿼트 시 DLK 조건과 RDLK 조건의 신체에 부착된 반사 마커의 3차원 위치 데이터, 지면반력 측정치, 근육별 근 활성도 데이터를 확인하였다.

## 제4절 자료처리

### 1. 자료처리 방법

딥 스퀘트 시 DLK 조건과 RDLK 조건에 따른 하지 및 요추 관절의 운동학적, 운동역학적 데이터는 적외선 카메라, 지면반력기, 무선 표면 근전도 시스템을 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.

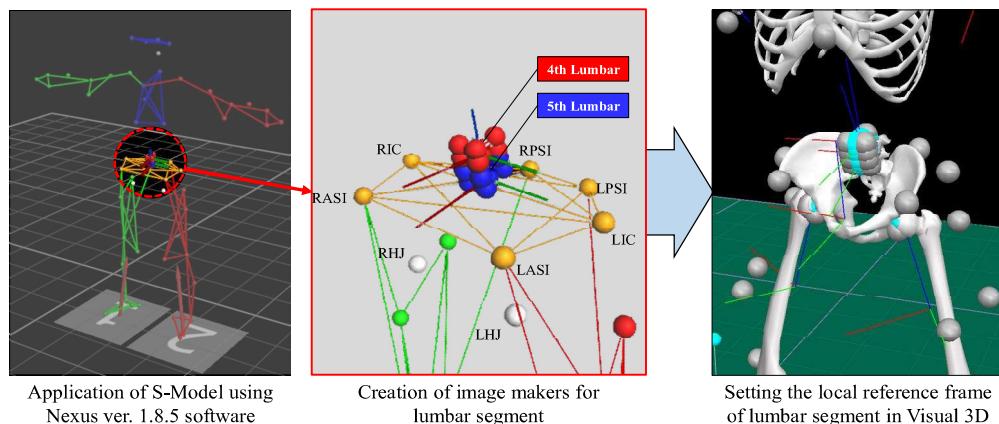
각 연구참여자의 static trial, dynamic trial의 C3D 파일은 Visual 3D 소프트웨어(C-Motion, USA)에 입력하였으며, 자료수집 과정에서 발생한 잡음(noise)을 제거하기 위해 필터링(filtering)하였다. 3차원 위치 데이터는 버터워스 2차 저역 통과 필터(butterworth second-order low pass filter)를 사용하여 6 Hz로 필터링하였고, 지면반력 데이터는 버터워스 2차 저역 통과 필터(butterworth second-order low pass filter)를 사용하여 50 Hz로 필터링하였다. 근 활성도 데이터는 대역 통과 필터(band pass filter)를 이용하여 50–450 Hz로 필터링한 뒤, 전파정류(full-wave rectified)하였으며, 필터링된 근 활성도 자료는 Window Length 100 ms로 이동 평균(moving average)과 제곱 평균 제곱근(Root Mean Square: RMS)으로 평활화(smoothing)하였다. 이를 통해 딥 스퀘트 시 DLK 조건과 RDLK 조건에서 설정한 분석 변인의 결과치를 산출하였다.

## 2. 요추 관절의 운동역학적 모델

본 연구는 딥 스쿼트 시 4번, 5번 요추 관절의 운동학적, 운동역학적 변인을 추정하기 위해 Vicon 사에서 제공하는 요추의 운동역학적 모델(biomechanical model)인 S-Model(University of Miami S Model, Vicon, USA)을 이용하였다. 본 연구에서 사용한 S-Model은 Vicon 사의 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 산출이 가능하다. 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 Vicon 사의 Bodybuilder ver. 3.6.4(Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) 소프트웨어를 이용하여 정의하였다. 천추 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, Asfour, & Eltoukhy, 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 좌표

가 포함된 연구참여자별 static, dynamic trial의 C3D 파일은 Visual 3D 소프트웨어에 입력하여 4번과 5번 요추의 지역 좌표계를 설정하였다<그림 3-8>. 본 연구에서 사용한 S-Model의 가상 마커 정의 관련 세부 내용은 <부록>에 제시하였다.



<그림 3-8> Process for applying S-Model

### 3. 분석 이벤트 및 구간 설정

딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 하지 및 요추 관절의 운동학적, 운동역학적 변인에 미치는 영향과 원인 분석을 위해 6개의 이벤트(event)와 4개의 분석 구간(phase)를 정의하였다<그림 3-9>. 이벤트는 연구참여자별 딥 스쿼트 수행 시 산출된 하지 및 요추 관절의 운동학적 변인을 기준으로 설정하였으며, 분석 이벤트 및 구간의 정의는 아래와 같다.

- 이벤트(event)

Event 1. 준비(Ready: RD): 딥 스쿼트 준비 자세

Event 2. 요추 후만 시작(Start of Lumbar Kyphosis: SLK): 딥 스쿼트 동작의 하강 구간(descending phase)에서 4번, 5번 요추 관절의 굴곡 각도가  $0^\circ$  또는 이에 가장 근접한 시점

Event 3. 요추 후만의 최대 지점(Maximal Lumbar Kyphosis: MLK): 딥 스쿼트 동작 시 4번, 5번 요추 관절의 굴곡 각도가 최대로 발생한 시점

Event 4. 무릎 관절 최대 굴곡 지점(Maximal Knee Flexion: MKF): 딥 스쿼트 동작 시 무릎 관절의 굴곡 각도가 최대로 발생한 지점. 무릎 관절의 최대 굴곡 각도

Event 5. 요추 후만 종료(End of Lumbar Kyphosis: ELK): 딥 스쿼트 동작의 상승 구간(ascending phase)에서 4번, 5번 요추 관절의 굴곡 각도가  $0^\circ$  또는 이에 가장 근접한 시점

Event 6. 종료(Finish: FIN): 딥 스쿼트 동작 종료

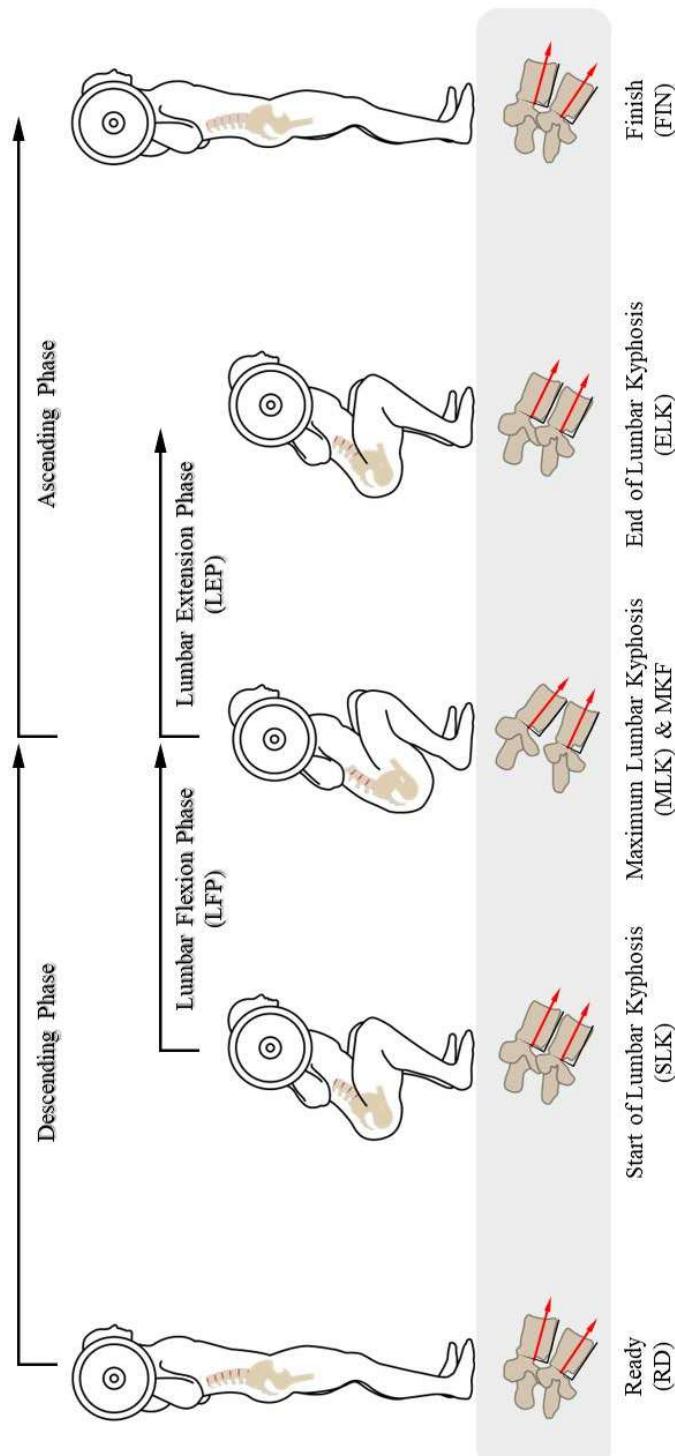
- 구간(phase)

Phase 1. 하강 구간(descending phase): RD 이벤트부터 MKF 이벤트까지의 구간

Phase 2. 상승 구간(ascending phase): MKF 이벤트부터 FIN 이벤트까지의 구간

Phase 3. 요추 굴곡 구간(Lumbar Flexion Phase: LFP) SLK 이벤트부터 MLK 이벤트까지의 구간

Phase 4. 요추 신전 구간(Lumbar Extension Phase: LEP): MLK 이벤트부터 ELK 이벤트까지의 구간



<그림 3-9> Events and phase for deep squat motion analysis. RD and FIN events are lordotic status of the 4<sup>th</sup> and 5<sup>th</sup> lumbar vertebrae. SLK and ELK events are parallel to the 4<sup>th</sup> and 5<sup>th</sup> lumbar vertebrae and the MLK event is maximal kyphotic status of the 4<sup>th</sup> and 5<sup>th</sup> lumbar vertebrae

## 제5절 분석 변인

### 1. 하지 및 요추 관절의 운동학적 각도 변인

딥 스쿼트 시 하지 및 요추 분절의 3(X, Y, Z)축에 대한 회전 운동은 Cardan Orientation 방법으로 계산하였다. 근위 분절(proximal segment)의 지역 좌표계에 대한 원위 분절(distal segment)의 지역 좌표계의 상대 지향각(orientation angle)을 이용하여 계산했으며, 연구참여자의 static trial을 기준으로 회전 각도를 산출하였다. 본 연구는 양측성 운동(bilateral exercise)인 딥 스쿼트에 대한 연구이며, 모든 연구참여자가 신체의 좌·우 불균형이 없고 주동 다리가 오른 다리인 점을 고려하여 하지 관절의 운동학적 각도 변인은 오른 다리를 기준으로 산출하였다.

아래 공식에서  $R$ 은  $3 \times 3$  Transformation Matrix이며, 좌표계 A에 대한 좌표계 B의 상대 지향각을 산출할 때 이용되는 공식이다.

$\phi$ 는 굴곡/신전,  $\psi$ 는 내전/외전,  $\theta$ 는 내회전/외회전을 의미하며, 이는  $\cos \neq 0^\circ$  되지 않는 가정하에 성립된다.

(1)

$XYZ$  좌표계를 프레임 A로  $X'''Y'''Z'''$  좌표계를 프레임 B로 표시하면 변환 행렬  $T_{B/A}$ 는 연속적인 회전 각도로 표현할 수 있다.

$$T_{B/A} = \begin{bmatrix} c(\theta)c(\psi) & s(\phi)s(\theta)c(\psi) + c(\phi)s(\psi) & -c(\phi)s(\theta)c(\psi) + s(\phi)s(\psi) \\ -c(\theta)s(\psi) & -s(\phi)s(\theta)s(\psi) + c(\phi)c(\psi) & c(\phi)s(\theta)s(\psi) + s(\phi)c(\psi) \\ s(\theta) & -s(\phi)c(\theta) & c(\phi)c(\theta) \end{bmatrix} \quad (2)$$

따라서

$$\theta = \begin{cases} \sin^{-1}(t_{31}) \\ \text{또는} \\ \pi - \sin^{-1}(t_{31}) \end{cases} \quad (3)$$

그리고  $\theta \neq \pm \frac{\pi}{2}$  라면

$$\phi = \begin{cases} \tan^{-1} \left[ \frac{-t_{32}}{t_{33}} \right] & (t_{33} \cdot \cos \theta > 0) \\ \tan^{-1} \left[ \frac{-t_{32}}{t_{33}} \right] + \pi & (t_{33} \cdot \cos \theta < 0) \end{cases} \quad (4)$$

$$\psi = \begin{cases} \tan^{-1} \left[ \frac{-t_{21}}{t_{11}} \right] & (t_{11} \cdot \cos \theta > 0) \\ \tan^{-1} \left[ \frac{-t_{21}}{t_{11}} \right] + \pi & (t_{11} \cdot \cos \theta < 0) \end{cases} \quad (5)$$

식 (4)과 (5)부터 서로 다른 2개의 상태 지향각을 얻을 수 있다. 올바른 상태 지향각을 선택하기 위해서는 두 번째 상태 지향각( $\theta$ )의 시간적 순서를 주의하며,  $\theta = \pm \frac{\pi}{2}$  일 경우, 짐벌락(gimbal lock)의 문제가 발생할 수 있기 때문에 일반적으로 그 범위는  $-\pi/2 < \theta < \pi/2$ 로 가정한다.

## 가. 발목 관절의 각도

발목 관절(ankle joint)의 각도는 정강이(shank) 분절과 발(foot) 분절의 상대 지향각을 통해 계산하였다.

$$a = \cos^{-1} \frac{\vec{S}_{Foot} \cdot \vec{S}_{Shank}}{|\vec{S}_{Foot}| \cdot |\vec{S}_{Shank}|} \quad (6)$$

위 공식을 통해 오른쪽 정강이 분절 벡터  $\vec{S}_{Shank}(X_iX_jX_k)$ 와 오른쪽 발 분절 벡터  $\vec{S}_{Foot}(X_iX_jX_k)$ 가 이루는 각도 변인을 산출하였다. 발목 관절의 지역 좌표계는 x축은 좌·우 축(Medial-Lateral axis: ML axis)으로 양(+)의 값은 배측 굴곡(dorsiflexion), 음(−)의 값은 저측 굴곡(planter flexion), y축은 전·후 축(Anterior-Posterior axis: AP axis)으로 양(+)의 값은 내변(inversion), 음(−)의 값은 외변(eversion), 상·하 축(Superior-Inferior axis: SI axis)은 양(+)의 값은 내회전(internal rotation), 음(−)의 값은 외회전(external rotation)으로 정의하였다. DLK 조건과 RDLK 조건의 딥 스쿼트 동작에서 산출된 발목 관절의 방향별 최대 각도를 본 연구에 이용하였다.

## 나. 무릎 관절의 각도

무릎 관절(knee joint)의 각도는 대퇴(thigh) 분절과 정강이(shank) 분절의 상대 지향각을 통해 계산하였다.

$$a = \cos^{-1} \frac{\vec{S}_{Shank} \cdot \vec{S}_{Thigh}}{|\vec{S}_{Shank}| \cdot |\vec{S}_{Thigh}|} \quad (7)$$

위 공식을 통해 오른쪽 대퇴 분절 벡터  $\vec{S}_{Thigh}(X_iX_jX_k)$ 와 오른쪽 정강이

분절 벡터  $\vec{S}_{Shank}(X_i X_j X_k)$ 가 이루는 각도 변인을 산출하였다. 무릎 관절의 지역 좌표계는 x축은 좌·우 축(ML axis)으로 양(+)의 값은 신전(extension), 음(−)의 값은 굴곡(flexion), y축은 전·후 축(AP axis)으로 양(+)의 값은 내전(adduction), 음(−)의 값은 외전(abduction), 상·하 축(SI axis)은 양(+)의 값은 내회전(internal rotation), 음(−)의 값은 외회전(external rotation)으로 정의하였다. DLK 조건과 RDLK 조건의 딥 스쿼트 동작에서 산출된 무릎 관절의 방향별 최대 각도를 본 연구에 이용하였다.

#### 다. 엉덩 관절의 각도

엉덩 관절(hip joint)의 각도는 골반(pelvis) 분절과 대퇴(thigh) 분절의 상대 지향각을 통해 계산하였다.

$$a = \cos^{-1} \frac{\vec{S}_{Thigh} \cdot \vec{S}_{Pelvis}}{|\vec{S}_{Thigh}| \cdot |\vec{S}_{Pelvis}|} \quad (8)$$

위 공식을 통해 골반 분절 벡터  $\vec{S}_{Pelvis}(X_i X_j X_k)$ 와 오른쪽 대퇴 분절 벡터  $\vec{S}_{Thigh}(X_i X_j X_k)$ 가 이루는 각도 변인을 산출하였다. 엉덩 관절의 지역 좌표계는 x축은 좌·우 축(ML axis)으로 양(+)의 값은 굴곡(flexion), 음(−)의 값은 신전(extension), y축은 전·후 축(AP axis)으로 양(+)의 값은 내전(adduction), 음(−)의 값은 외전(abduction), 상·하 축(SI axis)은 양(+)의 값은 내회전(internal rotation), 음(−)의 값은 외회전(external rotation)으로 정의하였다. DLK 조건과 RDLK 조건의 딥 스쿼트 동작에서 산출된 엉덩 관절의 방향별 최대 각도를 본 연구에 이용하였다.

## 라. 요추 관절의 각도

본 연구는 요추 관절의 각도를 계산하기 위해 4번 요추 분절(4th Lumbar vertebrae: L4)과 5번 요추 분절(5th Lumbar vertebrae: L5)의 상대 지향각을 계산하였다.

$$a = \cos^{-1} \frac{\vec{S}_{4th\ Lumbar} \cdot \vec{S}_{5th\ Lumbar}}{|\vec{S}_{4th\ Lumbar}| \cdot |\vec{S}_{5th\ Lumbar}|} \quad (9)$$

위 공식을 통해 5번 요추 분절 벡터  $\vec{S}_{5th\ Lumbar}(X_i X_j X_k)$ 와 4번 요추 분절 벡터  $\vec{S}_{4th\ Lumbar}(X_i X_j X_k)$ 가 이루는 운동학적 각도 변인을 산출하였다. 요추 관절의 지역 좌표계는 x축은 좌·우 축(ML axis)으로 양(+)의 값은 신전(extension), 음(−)의 값은 굴곡(flexion), y축은 전·후 축(AP axis)으로 양(+)의 값은 오른쪽 굽힘(right bending), 음(−)의 값은 왼쪽 굽힘(left bending), 상·하 축(SI axis)은 양(+)의 값은 왼쪽 회전(left rotation), 음(−)의 값은 오른쪽 회전(right rotation)으로 정의하였다. DLK 조건과 RDLK 조건의 딥 스쿼트 동작 시 MLK 이벤트에서 산출된 요추 관절의 방향별 각도를 본 연구에 이용하였다.

## 2. 골반의 위치 변인

본 연구는 딥 스쿼트 시 스쿼팅 깊이를 확인하고 DLK 조건과 RDLK 조건 간의 딥 스쿼트 동작 일관성을 확인하기 위해 골반 분절의 위치 변인을 계산하였다. 이를 위해 골반의 좌·우 전상장골극(Left·Right Anterior Superior Iliac Spine: L·R ASIS), 좌·우 후상장골극(Left·Right Posterior Superior Iliac Spine: L·R PSIS)에 부착된 4개의 반사 마커를 기준으로 CODA 모델을 이용하여 골반 분절의 정의하였고 Zatsiorsky(2002)가 제시한 골반 분절의 모수치를 적용하여 골반 분절의 무게 중심을 계산하였다.

딥 스쿼트 시 스쿼팅 깊이를 계산하기 위해 전역 좌표계를 기준으로 수직 방향의 골반 분절의 무게 중심 위치 자료를 수집하였으며, 수집된 연구참여자별 전체 원자료 중에서 최솟값을 이용하였다. 계산된 골반 분절의 최솟값은 수치가 증가할수록 지면에 위치한 전역 좌표계와 멀어지는 것을 나타내며, 이는 스쿼팅 깊이가 작아지는 것을 의미한다. 반대로 최솟값의 수치가 감소할수록 스쿼팅의 깊이가 큰 것을 의미한다.

### 3. 요추 관절의 운동역학적 부하 변인

요추 관절의 운동역학적 부하는 4번, 5번 요추 분절 사이에서 발생하는 관절 반력(joint reaction force)과 관절 회전력(joint moment) 변인으로 확인하였으며, 딥 스쿼트 시 요추 관절이 굴곡, 신전 운동이 발생하는 구간인 LFP와 LEP 구간에서의 최댓값을 이용하여 분석하였다.

요추 관절의 최대 관절 반력과 최대 관절 회전력을 딥 스쿼트 시 수집한 요추 관절의 운동학적 및 지면반력 데이터, 그리고 Zatsiorsky(2002)가 제시한 신체 분절 관성치를 이용하여 Inverse Dynamics 방법으로 계산하였다.

$$F_{k, k+1} = -F_r - \sum_{i=1}^k m_i g + \sum_{i=1}^k m_i a_i \quad (10)$$

위 공식에서  $F_{k, k+1}$ 는  $k$ 와  $k+1$  분절이 이루는 관절에 적용하는 힘 벡터이며,  $F_r$ 은 지면반력 데이터이다.

$m_i = i$ 번째 분절의 질량

$g =$  중력 가속도 벡터

$a_i = i$ 번째 분절의 질량 중심에서의 가속도

$$\begin{aligned} M_{k, k+1} &= -(r_r - r_{k, k+1})F_r - \sum_{i=1}^k [(r_i - r_{k, k+1})m_i g] \\ &\quad + \sum_{i=1}^k [(r_r - r_{k, k+1})m_i a_i] + \sum_{i=1}^k \frac{d}{dt}(I_i \theta_i) \end{aligned} \quad (11)$$

위 공식에서  $M_{k, k+1}$ 은  $k$ 와  $k+1$  분절이 구성하는 관절에서 발생하는

모멘트 벡터이며,  $r_r$ 은 원위 분절의 질량 중심에서 지면반력의 작용점인 압력 중심점으로부터 위치 벡터,  $r_{k,k+1}$ 는 원위 분절의 질량 중심에서  $k$ 와  $k+1$  분절이 이루는 관절의 위치 벡터,  $r_i$ 는 원위 분절의 질량 중심에서  $i$  번째 분절의 질량 중심 방향으로의 위치 벡터,  $\frac{d}{dt}(I_i\theta_i)$ 는  $i$ 번째 분절의 각운동량 변화이다. 상기 공식을 통해 본 연구의 분석 범위인 4번, 5번 요추 관절에서 발생하는 방향별 최대 관절 반력과 최대 관절 회전력을 산출하였으며, 연구참여자별 체중(Body Weight: BW)으로 표준화하였다.

요추 관절의 최대 관절 반력은 x축 방향인 좌·우(ML) 방향에서 양(+)의 값은 오른쪽 전단력(shear force), 음(−)의 값은 왼쪽 전단력, y축 방향인 전·후(AP) 방향에서 양(+)의 값은 전방 전단력, 음(−)의 값은 후방 전단력과 z축 방향인 수직(vertical) 방향에서 음(−)의 값은 압축력(compression force)으로 정의하였다.

최대 관절 회전력은 x축 방향인 좌·우 방향에서 양(+)의 값은 신전 회전력(extension moment), 음(−)의 값은 굴곡 회전력(flexion moment), y축 방향인 전·후 방향에서 양(+)의 값은 오른쪽 굽힘 회전력(right bending moment), 음(−)의 값은 왼쪽 굽힘 회전력(left bending moment), z축 방향인 수직 방향에서 양(+)의 값은 왼쪽 회전 회전력(left rotation moment), 음(−)의 값은 오른쪽 회전 회전력(right rotation moment)으로 정의하였다.

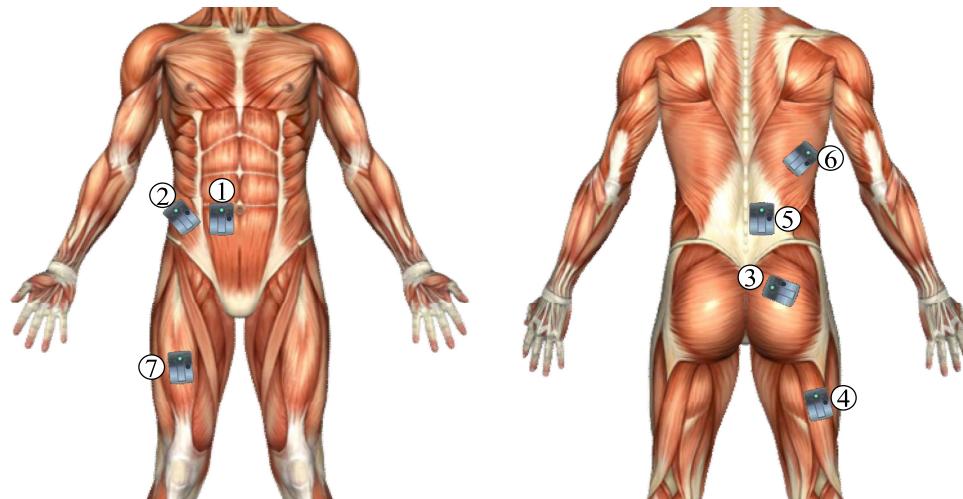
#### 4. 근 활성도 변인

딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 발생하는 원인을 분석하기 위해 표면 근전도 시스템(wireless surface electromyography system)을 사용하였으며, 시상면(sagittal plane)에서 요추 관절의 전만(lordosis), 후만(kyphosis) 움직임에 관여하는 주요 근육군의 근 활성도를 분석하였다.

요추 관절은 천추(sacrum)를 통해 골반과 연결된 구조이며, 시상면에서 요추 관절의 전만, 후만 움직임은 골반의 전방 기울기(anterior tilt), 후방 기울기(posterior tilt) 움직임에 기인한다. 이에 따라 표면 전극은 골반의 전방·후방 기울기 운동의 주요 및 보조 근육에 부착하였다<그림 3-10>. 표면 전극의 부착 기준은 (1) 골반 전방·후방 기울기에 관련된 근육으로 해당 근육이 골반에 기시(origin) 및 정지(insertion)하는 근육, (2) 생리학적 횡단 면적(Physiological Cross-Sectional Area: PCSA)과 모멘트 암을 고려하여 시상면 상 골반의 높은 회전력을 생성하는 근육, (3) 근전도 측정이 가능한 표층 근육으로 하였다(Arnold, Ward, Lieber, & Delp, 2010; Bogduk, Johnson, & Spalding, 1998; Colloca & Hinrichs, 2005; Holzbaur, Murray, & Delp, 2005; Neumann, 2010; Norris & Matthews, 2006; Takaki et al., 2016; Vera-Garcia, Moreside, & McGill, 2011).

딥 스쿼트 시 근 활성도 원자료는 2000 Hz로 샘플링하였으며, 수집된 원자료는 연구참여자의 근육별 수의적 최대 등척성 근수축(Muscle Voluntary Isometric Contraction: MVIC) 값을 사용하여 표준화하였다.

$$\text{근 활성도}(\text{Muscle Activation}) = \frac{\text{EMG}_{\text{RMS}}}{\text{EMG}_{\text{MVIC}}} \times 100(\%) \quad (12)$$



## 쿨곡근(Flexor)

① 복직근  
(Rectus Abdominis: RA)

② 외복사근  
(External Oblique: EO)

③ 대둔근  
(Gluteus Maximus: GM)

④ 대퇴이두 장두근  
(Biceps Femoris Long Head:  
BFL)

## 신전근(Extensor)

⑤ 척추 기립근  
(Erector Spinae: ES)

⑥ 광배근  
(Latissimus Dorsi: LAT)

⑦ 대퇴 직근  
(Rectus Femoris: RF)

<그림 3-10> Attachment position of wireless surface EMG sensor

## 제6절 통계처리

본 연구는 DLK 조건과 RDLK 조건에서 수행된 딥 스퀘트 동작의 일관성을 확인하기 위해 급내 상관계수(Intraclass correlation: ICC)를 이용하여 측정자 내 신뢰도(intra-rater reliability)를 확인하였다.

딥 스퀘트 시 DLK 조건과 RDLK 조건의 요추 관절의 운동학 및 운동역학적 변인과 근 활성도를 비교하기 위해 대응 표본 t 검정(paired samples t-test)을 수행하였으며, 딥 스퀘트 시 동적 요추 후만의 원인 분석은 연구 참여자별 DLK 조건의 딥 스퀘트 동작에서 수집된 하지 관절의 방향별 최대 각도 및 근 활성도 변인을 요추 관절의 최대 굴곡 각도와 단계적 다중 선형 회귀분석(stepwise multiple linear regression analysis)을 통해 검증하였다.

통계분석은 IBM SPSS 27.0(Armonk, New York, USA) 소프트웨어를 사용하였으며, 가설의 수락 수준은  $\alpha = .05$ 로 설정하여 통계적 유의성을 검증하였다.

## 제4장 연구결과

본 연구는 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 요추 관절에 미치는 영향과 그 원인을 분석하고자 하였다. 이를 위해 웨이트 트레이닝 숙련자, 성인 남자 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 동작 분석 및 근 활성도 분석을 진행하였다.

우선, 두 조건의 딥 스쿼트 수행 시 동작의 일관성을 확인하기 위해 측정자 내 신뢰도를 확인하였다. 이후 딥 스쿼트 시 DLK 조건과 RDLK 조건의 요추 관절의 최대 굴곡 각도를 비교하여 조건 간에 동적 요추 후만의 제어 유·무 확인하였고 요추 관절의 방향별 최대 관절 회전력과 최대 전단력 및 압축력을 산출하여 두 조건을 비교함으로써 동적 요추 후만이 요추 관절의 역학적 부하 요인에 미치는 영향을 확인하였다. 마지막으로 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 발생하는 원인을 분석하기 위해 DLK 조건에서 수집된 하지 관절의 방향별 최대 각도 변인 및 근 활성도 변인을 요추 관절의 최대 굴곡 각도와 다중 선형 회귀분석을 통해 검정하였다.

### 제1절 딥 스쿼트 시 두 조건(DLK vs. RDLK) 간의 동작 일관성 분석

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<표 4-1>.

딥 스쿼트 시 두 조건 간에 발목 관절의 최대 배측 굴곡 각도는 .916,

무릎 관절의 최대 굴곡 각도는 .793, 엉덩 관절의 최대 굴곡 각도는 .954, 골반의 최소 높이는 .755 수준의 신뢰도를 보였으며( $p < .001$ ), 딥 스쿼트 동작의 소요 시간 변인인 하강 구간의 소요 시간은 .921, 상승 구간의 소요 시간은 .821, 시간 템포(tempo)는 .913 수준의 신뢰도가 나타났다( $p < .001$ ).

<표 4-1> Intra-rater reliability of deep squat between DLK and RDLK conditions

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

## 제2절 딥 스쿼트 시 요추 관절의 운동학 및 운동역학적 변인 비교

### 1. 요추 관절의 최대 각도

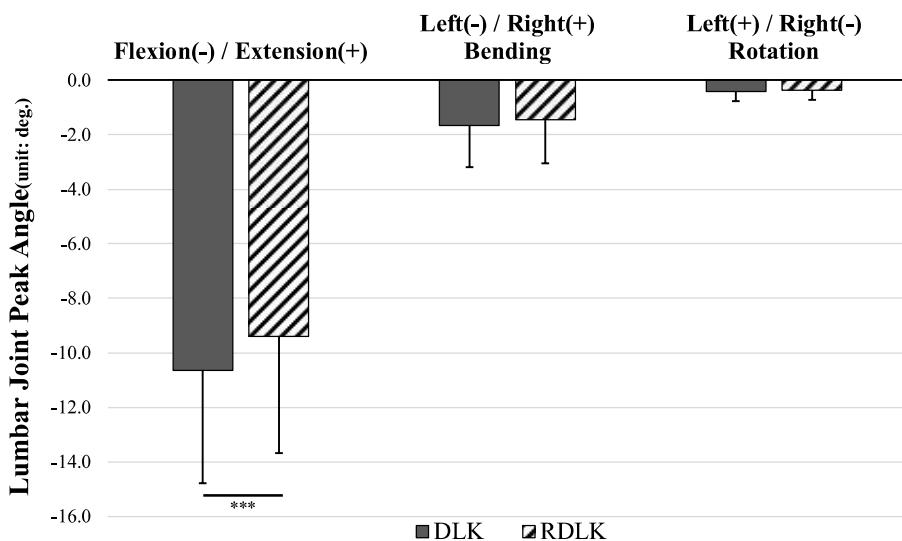
요추 관절의 최대 각도는 딥 스쿼트 시 DLK 조건과 RDLK 조건 간 요추 관절의 방향별(전·후, 좌·우, 수직 방향) 최대 각도를 산출하여 비교하였다. 그 결과는 <표 4-2>와 <그림 4-1>에 제시하였다.

딥 스쿼트 시 요추 관절의 최대 굴곡 및 신전 각도는 DLK 조건에서  $-10.651^\circ$ , RDLK 조건에서  $-9.391^\circ$ 가 나타났으며 통계적으로 유의미한 차이를 보였다( $t = -4.140$ ,  $p = .000$ ). 반면, 요추 관절의 좌·우 최대 굽힘 각도는 DLK 조건에서  $-1.668^\circ$ , RDLK 조건에서  $-1.455^\circ$ 가 나타났고 ( $t = -1.862$ ,  $p = .073$ ), 좌·우 최대 회전 각도는 DLK 조건에서  $-0.422^\circ$ , RDLK 조건에서  $-0.368^\circ$ 가 나타났으며( $t = -1.950$ ,  $p = .061$ ), 통계적으로 유의미한 차이는 보이지 않았다( $p > .05$ ).

<표 4-2> Comparison of lumbar joint peak angle between DLK and RDLK conditions during deep squat unit: deg.

Variable	Mean $\pm$ SD of lumbar joint peak angle		<i>p</i>
	DLK	RDLK	
Flexion(-) /Extension(+)	$-10.651 \pm 4.130^{***}$	$-9.391 \pm 4.291^{***}$	.000
Left(-)/Right(+) Bending	$-1.668 \pm 1.513$	$-1.455 \pm 1.597$	.073
Left(+)/Right(-) Rotation	$-0.422 \pm 0.351$	$-0.368 \pm 0.352$	.061

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



<그림 4-1> Comparison of lumbar joint peak angle between DLK and RDLK conditions during deep squat. Statistically significant differences are indicated by \* $p < .05$ , \*\* $p < .01$ , \*\*\* $p < .001$

## 2. 요추 관절의 방향별 최대 회전력

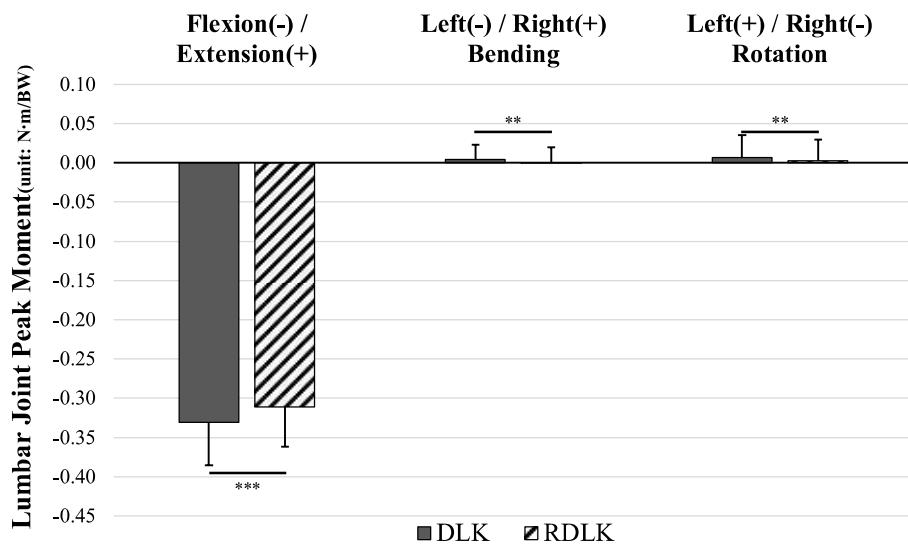
요추 관절의 방향별 최대 회전력을 DLK 조건과 RDLK 조건 간 요추 관절의 방향별(전·후, 좌·우, 수직축) 최대 회전력을 산출하여 비교하였다. 산출된 데이터는 연구대상자별 체중(Body Weight: BW)로 표준화하였다 ( $N \cdot m/BW$ ). 그 결과는 아래 <표 4-3>과 <그림 4-2>에 제시하였다.

요추 관절의 최대 굴곡 및 신전 회전력을 DLK 조건에서  $-0.331 N \cdot m/BW$ , RDLK 조건에서  $-0.311 N \cdot m/BW$ 가 나타났으며, 통계적으로 유의미한 차이를 보였다( $t = -4.065$ ,  $p = .000$ ). 요추 관절의 좌·우 굽힘 회전력은 DLK 조건에서  $0.004 N \cdot m/BW$ , RDLK 조건에서  $0.001 N \cdot m/BW$ 를 보였고( $t = 2.865$ ,  $p = .008$ ), 수직축의 좌·우 회전력은 DLK 조건에서  $0.007 N \cdot m/BW$ , RDLK 조건에서  $0.003 N \cdot m/BW$ 가 나타나 통계적으로 유의미한 차이를 보였다( $t = 2.966$ ,  $p = .006$ ).

<표 4-3> Comparison of lumbar joint peak moment between DLK and RDLK conditions during deep squat  
unit: N·m/BW

Variable	Mean $\pm$ SD of lumbar joint peak moment		<i>p</i>
	DLK	RDLK	
Flexion(-) /Extension(+)	$-.331 \pm .055^{***}$	$-.311 \pm .050^{***}$	.000
Left(-)/Right(+) Bending	$.004 \pm .019^{**}$	$.001 \pm .019^{**}$	.008
Left(+)/Right(-) Rotation	$.007 \pm .028^{**}$	$.003 \pm .026^{**}$	.006

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



<그림 4-2> Comparison of lumbar joint peak moment between DLK and RDLK conditions during deep squat. Statistically significant differences are indicated by \* $p < .05$ , \*\* $p < .01$ , \*\*\* $p < .001$

### 3. 요추 관절의 방향별 최대 전단력 및 압축력

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. 산출된 데이터는 연구대상자별 체중(Body Weight: BW)로 표준화하였다 ( $N \cdot m/BW$ ). 그 결과는 아래 <표 4-4>와 <그림 4-3>에 제시하였다.

요추 관절의 좌·우 방향 전단력(ML shear force)은 DLK 조건에서  $-0.068 N/BW$ , RDLK 조건에서  $-0.068 N/BW$ 가 나타났고( $t = -0.043$ ,  $p = .966$ ), 전·후 방향 전단력(AP shear force)은 DLK 조건에서  $1.451 N/BW$ , RDLK 조건에서  $1.462 N/BW$ 가 나타나 통계적으로 유의미한 차이를 보이지 않았다( $t = -.837$ ,  $p = .409$ ). 반면, 수직 방향의 압축력은 DLK 조건에서  $-1.424 N/BW$ , RDLK 조건에서  $-1.291 N/BW$ 가 나타났으며 통계적으로 유의미한 차이를 보였다( $t = -3.738$ ,  $p = .001$ ).

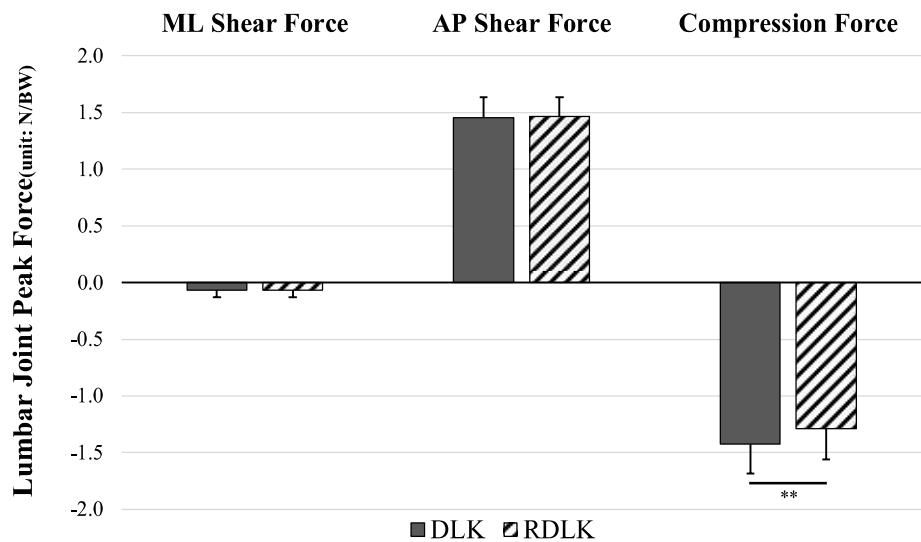
<표 4-4> Comparison of lumbar joint peak force between DLK and RDLK conditions during deep squat unit: N/BW

Variable	Mean $\pm$ SD of lumbar joint peak force		$p$
	DLK	RDLK	
ML Shear Force	$-0.068\pm.062$	$-0.068\pm.064$	.966
AP Shear Force	$1.451\pm.183$	$1.462\pm.172$	.409
Compression Force	$-1.424\pm.258$	$-1.291\pm.268$	.001

Note. DLK= dynamic lumbar kyphosis, RDLK= restricted dynamic lumbar kyphosis,

ML= medial-lateral, AP= anterior-posterior

Statistically significant differences are indicated by \* $p < .05$ , \*\* $p < .01$ , \*\*\* $p < .001$



<그림 4-3> Comparison of lumbar joint peak force between DLK and RDLK conditions during deep squat. Statistically significant differences are indicated by \* $p < .05$ , \*\* $p < .01$ , \*\*\* $p < .001$

## 제3절 딥 스쿼트 시 근 활성도 비교

### 1. 요추 굴곡 구간의 근 활성도

딥 스쿼트 시 요추 관절의 전만, 후만 움직임에 관여하는 근육의 활성도를 두 조건(DLK vs. RDLK) 간에 비교하였다. 딥 스쿼트 시 요추 굴곡 구간은 요추 관절의 굴곡 시점인 SLK 이벤트부터 요추 관절이 최대 굴곡 시점인 MLK 이벤트까지 설정하였고, 해당 구간에서 수집된 근 활성도 자료는 제곱 평균 제곱근(RMS)의 최댓값을 산출한 뒤, MVIC로 표준화하여 비교 분석하였다. 그 결과는 <표 4-5>와 <그림 4-4>에 제시하였다.

딥 스쿼트 시 복직근(RA)은 DLK 조건에서 7.37%, RDLK 조건에서 7.52%를 보였고( $t = -.286, p = .777$ ), 외복사근(EO)은 DLK 조건에서 15.57%, RDLK 조건에서 15.14%를 나타냈다( $t = .333, p = .742$ ). 대퇴이두근 장두(BFL)는 DLK 조건에서 10.51%, RDLK 조건에서 10.73%를 보였으며( $t = -.266, p = .792$ ), 대둔근(GM)은 DLK 조건에서 9.75%, RDLK 조건에서 9.38%를 나타냈다( $t = .624, p = .538$ ). 이와 같이 요추 관절의 굴곡근의 근 활성도는 통계적으로 유의미한 차이가 나타나지 않았다( $p > .05$ ).

반면, 요추 관절의 신전근인 척추 기립근(ES)은 DLK 조건에서 31.64%, RDLK 조건에서 35.02%가 나타났고( $t = -6.005, p = .000$ ), 광배근(LAT)은 DLK 조건에서 10.52%, RDLK 조건에서 18.3%를 보였으며( $t = -2.306, p = .028$ ), 통계적으로 유의미한 차이가 나타났다. 대퇴직근(RF)은 DLK 조건에서 82.73%, RDLK 조건에서 83.02%가 나타났으며( $t = -.109, p = .914$ ), 통계적으로 유의미한 차이는 보이지 않았다( $p > .05$ ).

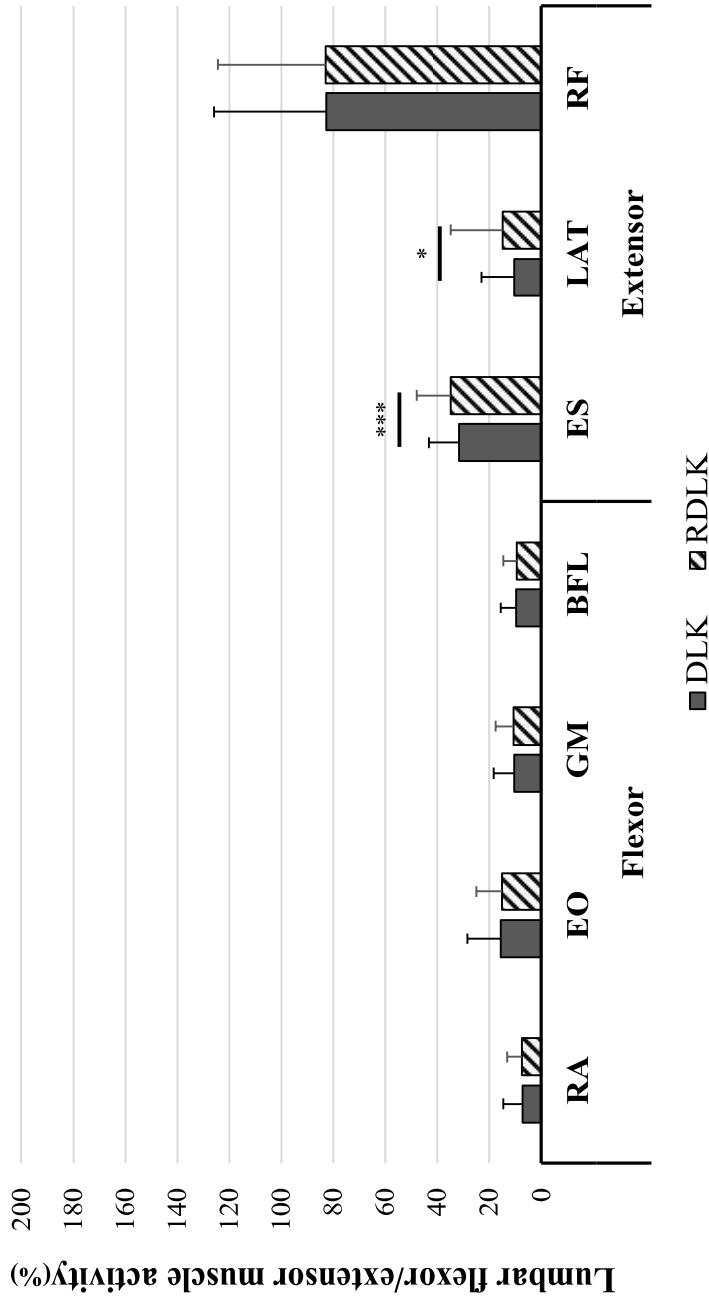
<표 4-5> Comparison of sEMG data between DLK and RDLK of lumbar flex/extensor muscle group during lumbar flexion phase(LFP) of the deep squat

unit: %MVIC

Variables	Mean±SD		<i>p</i>
	DLK	RDLK	
Flexor	RA	7.37±7.24	7.52±5.68 .777
	EO	15.57±12.95	15.14±9.94 .742
	BFL	10.51±7.83	10.73±6.86 .792
Extensor	GM	9.75±5.74	9.38±5.23 .538
	ES	31.64±11.73***	35.02±12.89*** .000
	LAT	10.52±12.45*	18.30±26.79* .041
	RF	82.73±43.16	83.02±41.42 .914

Note. sEMG= surface electromyography RA= rectus abdominis, EO= external oblique, BFL= biceps femoris long head, GM= gluteus maximus, ES= erector spinae, LAT= latissimus dorsi, RF= rectus femoris.

Statistically significant differences are indicated by \**p* < .05, \*\**p* < .01, \*\*\**p* < .001



<그림 4-4> Comparison of sEMG(%MVIC) data between DLK and RDLK of lumbar flexor/extensor muscle group during lumbar flexion phase(LFP) of the deep squat. Statistically significant differences are indicated by \*  $p < .05$ , \*\*  $p < .01$ , \*\*\*  $p < .001$

## 2. 요추 신전 구간의 근 활성도

요추 신전 구간에서의 근 활성도는 딥 스쿼트 시 요추 관절의 전만, 후만 움직임에 관여하는 근육의 활성도를 두 조건(DLK vs. RDLK) 간 비교하였다. 딥 스쿼트 시 요추 신전 구간은 요추 관절의 최대 굴곡 시점인 MLK 이벤트부터 요추 관절의 신전 시점인 ELK 이벤트까지 설정하였다. 해당 구간에서 수집된 근 활성도 자료는 제곱 평균 제곱근(RMS)의 최댓값을 산출하여 비교하였다. 그 결과는 아래 <표 4-6>과 <그림 4-5>에 제시하였다.

딥 스쿼트 시 복직근(RA)의 근 활성도는 DLK 조건에서 11.11%, RDLK 조건에서 9.78%를 보였고( $t = 1.396, p = .173$ ), 외복사근(EO)은 DLK 조건에서 16.67%, RDLK 조건에서 15.76%를 나타냈다( $t = .927, p = .362$ ). 대퇴 이두근 장두(BFL)는 DLK 조건에서 31%, RDLK 조건에서 31.13%를 보였으며( $t = .591, p = .916$ ), 대둔근(GM)은 DLK 조건에서 29.22%, RDLK 조건에서 27.14%를 나타냈다( $t = -.106, p = .559$ ). 이와 같이 요추 관절의 굴곡 근의 근 활성도는 통계적으로 유의미한 차이가 나타나지 않았다( $p > .05$ ).

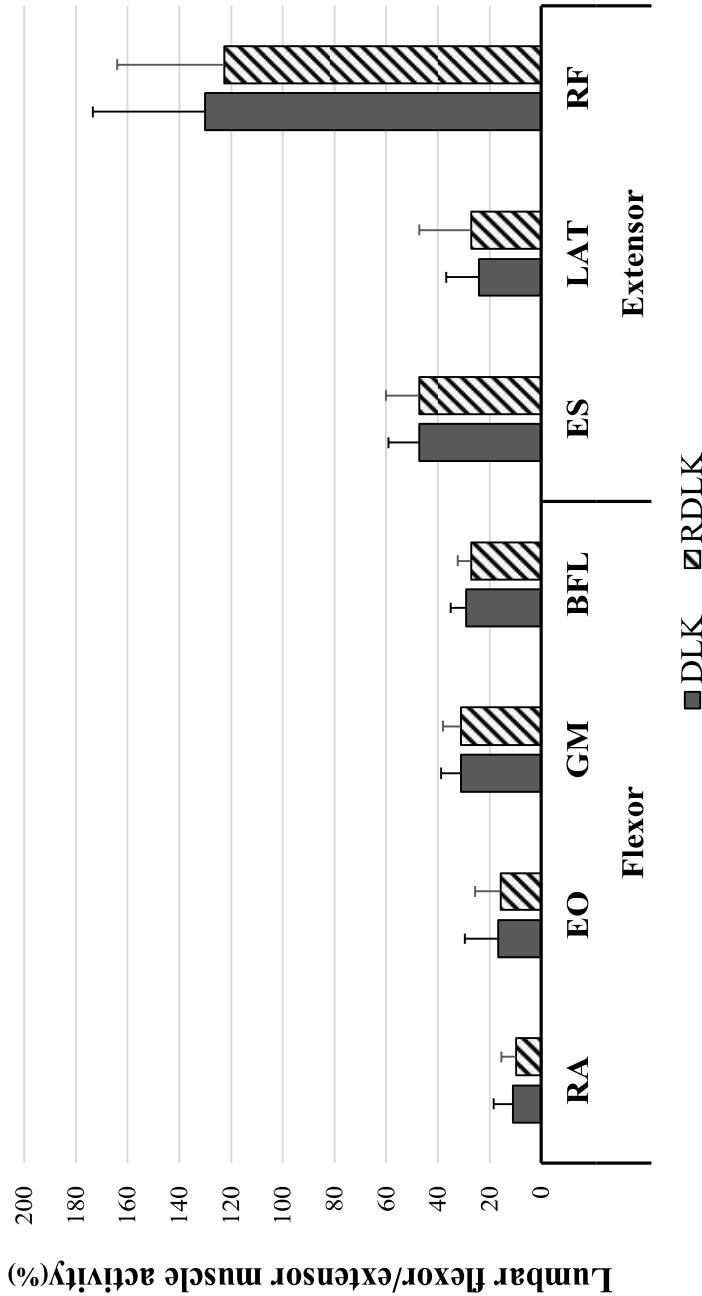
딥 스쿼트 시 척추 기립근(ES)의 근 활성도는 DLK 조건에서 47.35%, RDLK 조건에서 47.13%가 나타났고( $t = 1.000, p = .326$ ), 광배근(LAT)은 DLK 조건에서 24.21%, RDLK 조건에서 27.05%를 보였으며( $t = -1.219, p = .233$ ). 대퇴직근(RF)은 DLK 조건에서 130.14%, RDLK 조건에서 122.65%가 나타났다( $t = 1.403, p = .171$ ). 모든 요추 관절 신전근의 근 활성도는 통계적으로 유의미한 차이가 나타나지 않았다( $p > .05$ ).

<표 4-6> Comparison of sEMG data between DLK and RDLK of lumbar flexor/extensor muscle group during lumbar extension phase(LEP) of the deep squat  
 unit: %MVIC

Variables	Mean±SD		<i>p</i>
	DLK	RDLK	
Flexor	RA	11.11±12.45	9.78±7.98 .173
	EO	16.67±10.74	15.76±9.53 .362
	BFL	31.00±16.02	31.13±15.30 .916
Extensor	GM	29.22±17.71	27.14±25.80 .559
	ES	47.35±14.25	47.13±13.42 .326
	LAT	24.21±24.34	27.05±29.74 .233
	RF	130.14±64.84	122.65±65.33 .171

Note. sEMG= surface electromyography RA= rectus abdominis, EO= external oblique, BFL= biceps femoris long head, GM= gluteus maximus, ES= erector spinae, LAT= latissimus dorsi, RF= rectus femoris.

Statistically significant differences are indicated by \**p* < .05, \*\**p* < .01, \*\*\**p* < .001



<그림 4-5> Comparison of sEMG(%MVIC) data between DLK and RDLK of lumbar flexor/extensor muscle group during lumbar extension phase(LEP) of the deep squat. Statistically significant differences are indicated by \*  $p < .05$ , \*\*  $p < .01$ , \*\*\*  $p < .001$

## 제4절 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만의 원인 분석

### 1. 딥 스쿼트 시 하지 관절의 가동성 및 근 활성도 변인과 요추 관절의 최대 굴곡 각도 간의 상관관계

본 연구는 DLK 조건의 딥 스쿼트 동작 시 하지 관절의 가동성 변인인 발목, 무릎, 엉덩 관절의 방향별 최대 각도 및 근 활성도 변인과 요추 관절의 최대 굴곡 각도 간의 상관관계를 확인하였으며, 통계적으로 유의한 상관관계를 보인 변인은 도식화하여 제시하였다.

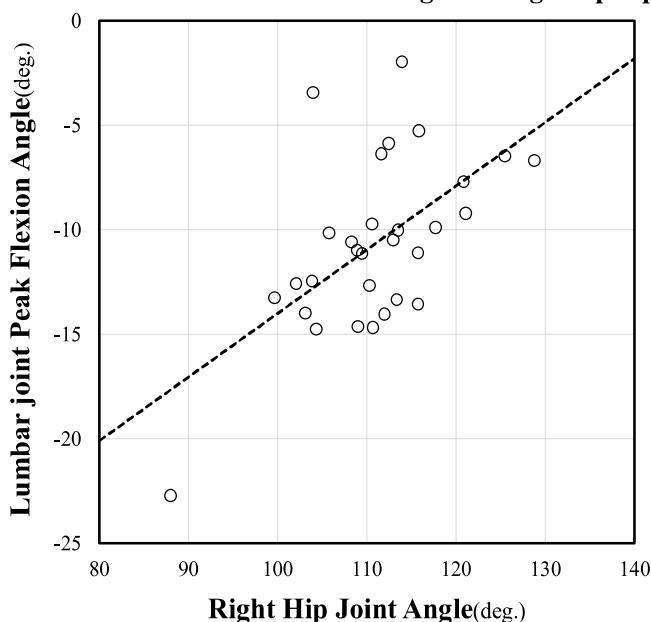
딥 스쿼트 시 발목, 무릎 관절의 방향별 각도는 요추 관절의 최대 굴곡 각도와 통계적으로 유의미한 상관관계를 보이지 않았다( $p > .05$ ). 반면, 엉덩 관절의 굴곡 각도는 요추 관절의 최대 굴곡 각도와 정적인 상관관계를 보였으며( $r = .590$ ,  $p < .001$ ), 통계적으로 유의하게 나타났다<표 4-7 & 그림 4-6>.

<표 4-7> Correlation of lower extremity joint mobility variables and lumbar joint peak flexion angle during deep squat

Variable	Lumbar joint peak flexion angle	
	<i>r</i>	<i>p</i>
Ankle	dorsiflexion	-.021
	inversion	.126
	external rotation	-.130
Knee	flexion	.005
	abduction	.137
	internal rotation	-.045
Hip	flexion	.590**
	abduction	.003
	internal rotation	-.015

Note. Statistically significant correlation are indicated by \* $p < .05$ , \*\* $p < .01$

**Correlation between Hip Joint Angle and Lumbar Joint Peak Flexion Angle during Deep Squat**



<그림 4-6> Result of correlation between hip joint angle and lumbar joint peak flexion angle during deep squat in DLK condition

딥 스쿼트 시 요추 관절의 굴곡근(flexor)인 복직근(RA), 외복사근(EO), 대퇴이두근 장두(BFL), 대둔근(GM)은 요추 관절의 최대 굴곡 각도와 통계적으로 유의미한 상관관계를 보이지 않았다( $p > .05$ ). 요추 관절의 신전근(extensor)에서는 광배근(LAT)과 대퇴직근(RF)은 통계적으로 유의미한 상관관계를 보이지 않았으나( $p > .05$ ), 척추 기립근(ES)은 요추 관절의 최대 굴곡 각도와 정적인 상관관계를 보였으며( $r = .403$ ,  $p = .027$ ), 통계적으로 유의하게 나타났다<표 4-8 & 그림 4-7>.

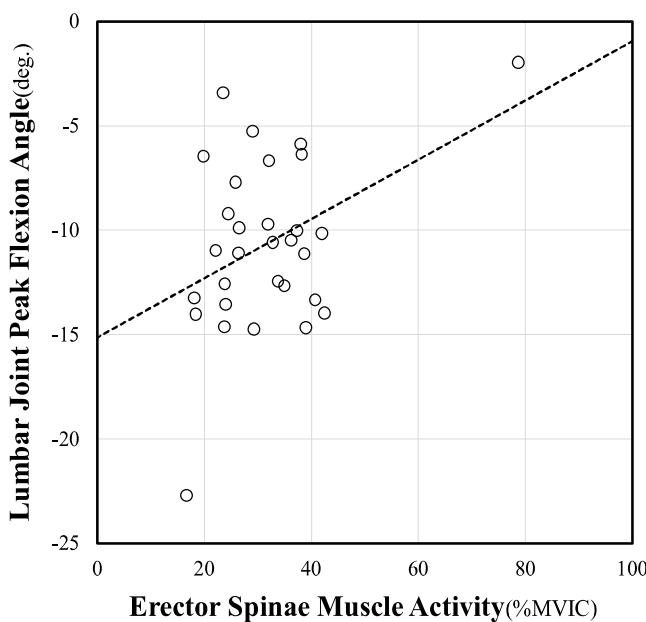
<표 4-8> Correlation of sEMG data of lumbar flexor/extensor muscle group and lumbar joint peak flexion angle during lumbar flexion phase of the deep squat

Variables	Lumbar joint peak flexion angle	
	<i>r</i>	<i>p</i>
Flexor	RA	-.227
	EO	.062
	BFL	-.215
	GM	.193
Extensor	ES	.403*
	LAT	.043
	RF	-.153

Note. sEMG= surface electromyography RA= rectus abdominis, EO= external oblique, BFL= biceps femoris long head, GM= gluteus maximus, ES= erector spinae, LAT= latissimus dorsi, RF= rectus femoris.

Statistically significant correlation are indicated by \**p* < .05, \*\**p* < .01

#### **Correlation between sEMG of ES and lumbar joint peak flexion angle during lumbar flexion phase of the deep squat**



<그림 4-7> Result of correlation between erector spinae muscle activity(%MVIC) and lumbar joint peak flexion angle during lumbar flexion phase of deep squat in DLK condition

## 2. 딥 스쿼트 시 하지 관절의 가동성 및 근 활성도 변인이 요추 관절의 최대 굴곡 각도에 미치는 영향

본 연구는 DLK 조건에서 딥 스쿼트 시 하지 관절의 가동성 및 근 활성도 변인이 요추 관절의 최대 굴곡 각도에 미치는 영향을 확인하기 위해 요추 관절의 최대 굴곡 각도를 종속 변인으로 설정하고 하지 관절의 방향별 최대 각도와 LFP 구간의 근 활성도 수치를 독립 변인으로 설정하여 단계적 다중 회귀분석(stepwise multiple regression analysis)을 실시하였다.

그 결과, 전체 독립 변인 중 엉덩 관절의 최대 굴곡 각도(hip joint peak flexion angle: HJ\_PFA)와 척추 기립근의 근 활성도(erector spinae muscle activity: ES\_MA)가 포함된 회귀모형이 도출되었으며, 통계적으로 유의하게 나타났다( $F = 11.745, p < .001$ ). 회귀모형에 포함된 독립 변인은 요추 관절의 최대 굴곡 각도에 대한 약 46.5% 설명력을 보였으며( $r = .682, \text{adj. } R^2 = .426, p < .001$ ), Durbin-Watson 통계치는 2.158로 회귀모형에 사용된 변인이 상호 독립적임을 확인하였다<표 4-9>.

<표 4-9> Multiple linear regression analysis on the peak flexion angle of lumbar joint during the lumbar flexion phase(LFP) of the deep squat.

IV	Unstandardized Coefficients		Standardized coefficients	t	p	Collinearity	
	B	Std. error				Tolerance	VIF
Constant	-46.223	8.123		-5.690	.000		
HJ_PFA	.286	.073	.553	3.910**	.001	.989	1.011
ES_MA	.121	.050	.345	2.436*	.022	.989	1.011

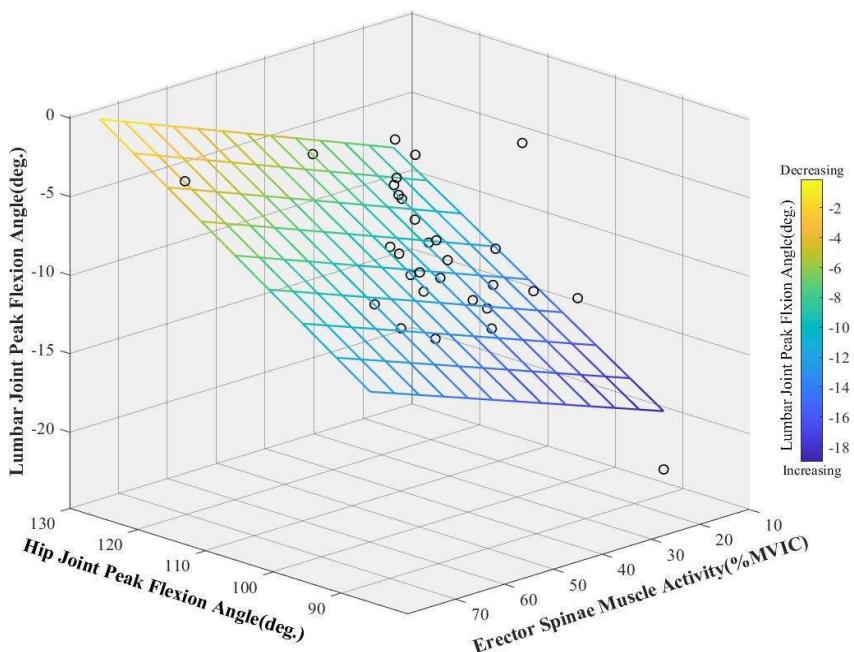
$$R = .682, \quad R^2(\text{adj. } R^2) = .465(.426)$$

$$F = 11.745, \quad p < .001$$

$$\text{Durbin-Watson} = 2.158$$

Note. IV= independent variable, HJ\_PFA= hip joint peak flexion angle, ES\_MA= erector spinae muscle activity, \* $p < .05$ , \*\* $p < .01$

회귀모형에 포함된 HJ\_PFA와 ES\_MA의 예측 변인이 요추 관절의 최대 굴곡 각도에 미치는 영향을 확인한 결과, <표 4-9>와 같이 딥 스쿼트 시 HJ\_PFA( $t = 3.910$ ,  $\beta = .553$ ,  $p = .001$ ), ES\_MA( $t = 2.436$ ,  $\beta = .345$ ,  $p = .022$ ) 순으로 요추 관절의 최대 굴곡 각도에 영향을 미치는 것으로 확인되었다. 회귀모형에 포함된 두 예측 변인과 요추 관절의 최대 굴곡 각도 간의 관계성은 <그림 4-8>과 같다.



<그림 4-8> Multiple linear regression analysis of the peak flexion angle of the lumbar joint during lumbar flexion phase(LFP) of the deep squat

## 제5장 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 동작 분석 및 근 활성도를 분석하였다. 요추 관절은 총 5개의 요추 뼈로 구성되며, 4번과 5번 요추 뼈가 인접하는 관절에서 높은 손상 빈도가 발생하는 것으로 알려져 있다(Prentice & Arnheim, 2011; Wang, Cheng, Xiao, Li, & Zhou, 2013). 이에 따라 본 연구에서 제시한 요추 관절의 운동학적, 운동역학적 변인은 4번, 5번의 요추 관절을 기준으로 산출하였으며, 딥 스쿼트 시 두 조건(DLK vs. RDLK) 간의 하지 및 요추 관절의 운동학적, 운동역학적 자료와 근 활성도를 비교하여 딥 스쿼트 동작에서 동적 요추 후만이 요추 관절에 미치는 영향과 그 원인을 분석하고자 하였다.

우선, 딥 스쿼트 시 두 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 앓는 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 .916, 무릎 관절 .793, 엉덩 관절 .954 수준의 신뢰도를 보였다( $p < .001$ ). 골반 무게 중심의 최저 높이는 .755 수준의 신뢰도를 보였으며, 구간별 시간 변인인 앓는 구간의 소요 시간은 .921, 일어서는 구간의 소요 시간은 .821, 시간 템포 변인은 .913 수준의 신뢰도가 나타났다( $p < .001$ ). 이처럼 딥

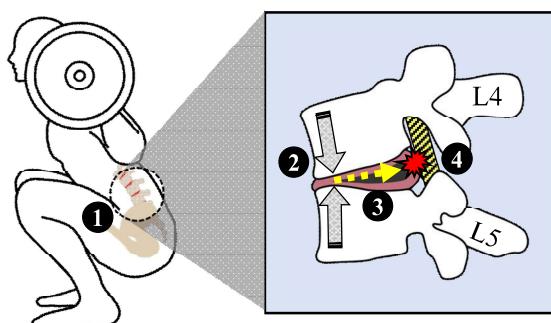
스쿼트 동작의 일관성 확인을 위한 모든 변인에서 0.75 이상의 신뢰도를 보였고 통계적으로 유의하게 나타났으므로 두 조건의 딥 스쿼트 동작이 좋은 일치도를 보인 것으로 판단하였다(Cicchetti & Sparrow, 1981). 추가로 딥 스쿼트는 무릎 관절의 최대 굴곡 각도가 120° 이상으로 정의된다 (Comfort & Kasim, 2007). 본 연구에서 딥 스쿼트 시 무릎 관절의 최대 굴곡 각도는 DLK 조건에서 -129.86°, RDLK 조건에서 -125.25°가 나타났다. 따라서 두 조건에서 실시한 동작은 최대 깊이의 스쿼팅 자세인 딥 스쿼트를 수행한 것으로 확인하였다.

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 연구참여자가 동적 요추 후만을 의도적으로 제어할 가능성을 배제하기 위해 사전에 본 연구의 목적 및 내용을 전달하지 않았으며, 연구참여자가 본 연구목적이 동적 요추 후만에 관한 것을 인지하지 못한 상태에서 딥 스쿼트 동작을 수행하였다. 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; Galbusera & Wilke, 2018; Neumann, 2016). 이 중 추간 관절은 척추 뼈 사이에 위치하고, 흔히 ‘디스크’라 불리는 척추원반(intervertebral disc)을 의미하며, 체중 및 외적 부하를 분산 및 흡수하는 역할을 한다(Desmoulin, Pradhan, & Milner, 2020; Neumann, 2016). 척추원반은 반복적인 부하와 과사용으로 인한 기계적 스트레스를 받아 퇴행하며, 그 결과 척추원반이 후방으로 팽창 및 돌출되어 척수신경을 압박하게 된다(Deyo & Mirza, 2016; Schilling, Ko, & Lim, 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, Pradhan, & Milner, 2020; Dolan, P. & Adams, 1998; Dolan, P. & Adams, 2001). 요추 관절의 굴곡 운동은 척추원반의 전방 압축력을 증가시키고, 이는 속질핵과 섬유테를 팽창 및 후방으로 이동시켜 추간판 탈출증의 위험성을 높인다(Jensen, 1980; Neumann, 2016) <그림 5-1>. 본 연구에서 딥 스쿼트 시 DLK 조건이 RDLK 조건보다 요추 관절의 최대 굴곡 각도, 즉 동적 요추 후만이 크게 나타난 결과로 미루어볼 때 DLK 조건이 RDLK 조건보다 추간판 탈출증의 손상 위험이 더 높을 것으로 생각된다.



- ① 딥 스쿼트 시 요추 후만 발생
- ② 척추원반의 전방 압축력 증가
- ③ 속질핵 및 섬유테의 후방 이동
- ④ 척추신경 압박

<그림 5-1> Mechanism of the lumbar herniated intervertebral disc

이 같은 추론을 뒷받침하기 위해 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 회전력(moment)과 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 회전력(flexion moment)이 발생하였고 DLK 조건이 통계적으로 유의미하게 높은 굴곡 회전력 수치가 나타났다. 좌·우 굽힘 회전력(bending moment)과 좌·우 회전 회전력(rotation moment)에서도 통계적으로 유의미한 차이를 확인하였지만 본 연구에서 다루는 딥 스쿼트 동작의 주 운동면은 시상면이기에 이와 관련된 굴곡 회전력에 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 회전력을 유발하는 것으로 보고되었다(Burgess-Limerick, 2003). 더욱이 요추 관절의 굴곡 각도 증가에 따른 굴곡 회전력의 증가는 요추 관절의 구조적 특성상 추간판에 영향을 주어 손상 위험을 높이는 것으로 알려져 있다(Adams & Dolan, 1991; Mawston & G. Boocock, 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 회전력은 요추 관절 주변 인대 조직과 척추원반의 손상에 영향을 주는 것으로 보고되었다 (Adams, McMillan, Green, & Dolan, 1996; Mawston & Boocock, 2015). 본 연구의 결과에서 산출한 굴곡 회전력은 체중으로 나누어 표준화(normalization)한 수치이며( $\text{N}\cdot\text{m}/\text{BW}$ ), 표준화되지 않는 수치로 재환산하면 딥 스쿼트 시 DLK 조건에서 굴곡 회전력은  $-246.74 \text{ N}\cdot\text{m}$ , 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 회전력이 발생한

DLK 조건이 RDLK 조건보다 요추 관절에 손상 위험이 클 것으로 판단된다.

앞서 설명한 딥 스쿼트 시 요추 관절의 굴곡 회전력은 전·후 전단력(AP shear force)과 압축력(compression force)의 크기에 비례하며, 요추 관절에서 작용하는 관절 반력(joint reaction force)의 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 N/BW, RDLK 조건에서 1.462 N/BW가 발생하였고 좌·우 전단력은 DLK 조건에서 - 0.068 N/BW, RDLK 조건에서 - 0.068 N/BW이 나타났으나 통계적으로 유의미한 차이는 나타나지 않았다. 반면, 압축력은 DLK 조건에서 - 1.424 N/BW, RDLK 조건에서 - 1.291 N/BW로 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 등 의 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)이 상이하기에 요추 손상을 예측하는 데 한계가 있다. 따라서 딥 스쿼트 운동 시 동적 요추 후만

은 지양해야 할 필요가 있다.

요추 관절의 굴곡, 신전 운동은 요추 뼈 또는 골반에 부착되는 근육의 동원력에 의해 발생하고 주동근과 길항근의 짹힘(coupling force)에 의해 제어된다(Neumann, 2016). 딥 스쿼트 동작에서 나타나는 동적 요추 후만은 관련 근육의 활성 또는 비활성에 기인할 것으로 생각되기에 딥 스쿼트 시 DLK 조건과 RDLK 조건 간 요추 관절의 굴곡, 신전 운동에 관여하는 근육의 활성도를 비교하여 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만을 제한하는데 활성화되는 근육을 확인하고자 하였다. 요추 관절의 굴신 운동은 골반의 전·후방 기울기(anterior-posterior tilt) 운동에 기인하며, 두 분절 사이의 운동형상학적 관계성을 통해 허리 골반 리듬(lumbopelvic rhythm)을 생성한다(Maduri, Pearson, & Wilson, 2008; Neumann, 2016). 이에 따라 본 연구는 골반의 전·후방 기울기에 관여하는 주요 근육을 선정하여 딥 스쿼트 시 요추 관절의 굴곡, 신전 운동에 관여하는 근육의 활성도 변화를 확인하였다. 근 활성도 분석은 표면 근전도를 사용하였으며, 선행연구를 근거로 복직근(Rectus Abdominis: RA), 외복사근(External Oblique: EO), 대둔근(Gluteus Maximus: GM), 대퇴이두근 장두(Biceps Femoris Long Head: BFL)과 척추 기립근(Erector Spinae: ES), 광배근(Latissimus Dorsi: LAT), 대퇴직근(Rectus Femoris: RF)을 분석 근육군으로 선정하였다. 선정된 근육은 요추 관절의 굴곡근(flexion)과 신전근(extensor)으로 분류하였으며, 딥 스쿼트 동작을 요추 굴곡 구간(lumbar flexion phase: LFP)과 요추 신전 구간(lumbar extension phase: LEP)으로 구분하여 구간별 DLK 조건과 RDLK 조건에서 수집된 근 활성도를 비교하였다. 딥 스쿼트 시 요추 굴곡 구간의 근 활성도를 살펴보면 굴곡근에서는 통계적으로 유의미한 차이가 없었으나, 요추 관절의 신전근에서 두 조건 간에 통계적으로 유의미한 차이가 나타났다. 요추 관절의 신전근인 척추 기립근의 근 활성도는 DLK 조건에서 31.64%, RDLK 조건에서 35.02%를 보였고, 광배근의 근 활성도는 DLK 조건에서 10.52%, RDLK 조건에서 18.3%로 나타났으며, 두 근육 모두에서

통계적으로 유의미한 차이가 나타났다. 반면, 딥 스쿼트 시 요추 신전 구간에서 조건 간의 근 활성도를 비교한 결과, 모든 근육군에서 통계적으로 유의미한 차이가 없었다. 딥 스쿼트 시 요추 굴곡 구간에서 척추 기립근과 광배근의 근 활성도가 RDLK 조건에서 DLK 조건보다 더 높은 수치를 보인 것은 RDLK 조건에서 골반의 후방 기울기를 감소시켜 동적 요추 후만을 제어시킨 것으로 판단된다. 골반의 전방 기울기 증가는 중립 상태인 요추 관절을 신전시키거나 요추 후만을 감소시킨다(Neumann, 2016). 본 연구에서 유의미한 차이를 보인 척추 기립근과 광배근은 요추 관절의 신전근이며, 해당 근육들의 활성도 수치의 증가는 골반의 전방 기울기를 증가시켜 동적 요추 후만을 억제시키는 역할을 한다. 이와 관련된 선행연구를 살펴보면, 척추 기립근은 요추 관절을 신전시키고 과도한 요추 굴곡으로부터 요추 관절을 보호하는 역할을 하는 것으로 보고되었다(Dolan, P. & Adams, 1998; Takaki et al., 2016). 광배근은 일반적으로 어깨 관절의 내전(adduction), 내회전(internal rotation) 기능을 수행하지만 흉요근막(thoracolumbar fascia)을 통해 골반의 후면부와 연결되어 몸통 안정화 및 요추 관절의 신전을 보조하는 역할도 겸한다(Mohamed, Abdel-Aziem, Mohammed, & Diab, 2022; Sinha, 2017). 특히 양손이 바벨에 고정되어 어깨 관절의 내전, 내회전 운동이 통제되는 딥 스쿼트 동작에서 광배근은 동적 요추 후만을 제한하기 위한 기능만 수행할 것으로 판단된다. 이로 인해 동적 요추 후만을 제한하는 RDLK 조건 하의 딥 스쿼트 동작에서 척추 기립근과 광배근의 근 활성도가 높게 나타난 것으로 판단할 수 있으며, 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만을 제어하기 위해서는 요추 관절의 신전근 중에서 척추 기립근과 광배근의 동원에 초점을 둘 필요가 있을 것이다.

딥 스쿼트 동작에서 발생하는 동적 요추 후만이 요추 관절에 좋지 못한 영향을 미치는 것을 요추 관절의 운동학적, 운동역학적 결과의 비교 분석을 통해 확인하였다. 이에 따라 본 연구는 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 발생하는 원인을 분석하여 요추 손상을 예방하기 위한 안전한 딥 스쿼트

자세를 제안하고자 한다. 딥 스쿼트는 안정적인 스쿼팅(squatting)을 위해 하지 관절의 가동성(mobility)이 중요한 요소로 작용하며, 하지 관절의 가동성이 결여될 경우에는 보상작용(compensation)으로 인해 상체가 전방으로 굽어져 요추 관절의 중립 상태를 유지하기 어렵거나 자세 안정성이 감소하는 등의 스쿼트 동작을 수행하는데 여러 제한이 발생하는 것으로 보고된다 (Kritz et al., 2009). 또한 딥 스쿼트 시 신체 관절은 주동근 및 길항근의 동원력의 짹힘에 의해 제어된다. 그러므로 본 연구는 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만을 하지 관절의 가동성과 요추 관절의 굴신 운동과 관련된 근육군의 동원력 측면에서 원인을 모색할 수 있을 것으로 판단하였으며, 딥 스쿼트 시 하지 관절의 방향별 최대 각도 및 근 활성도 변인과 요추 관절의 최대 굴곡 각도의 단계적 다중 회귀분석을 통해 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 발생하는 원인을 분석하였다.

DLK 조건에서의 딥 스쿼트 동작 시 하지 관절의 방향별 최대 각도 및 근 활성도 변인과 요추 관절의 최대 굴곡 각도 간의 다중 회귀분석을 실시한 결과, 엉덩 관절의 최대 굴곡 각도와 척추 기립근의 근 활성도가 예측 변인으로 포함된 회귀모델이 도출되었으며, 요추 관절의 최대 굴곡 각도에 대해 약 46.5%의 설명력을 나타냈다. 회귀모델에 포함된 두 예측 변인을 개별적으로 요추 관절의 최대 굴곡 각도에 미치는 영향을 확인한 결과, 엉덩 관절의 최대 굴곡 각도는 55.3%, 척추 기립근의 근 활성도는 34.5%의 설명력 순으로 나타났다. 이러한 결과를 통해 딥 스쿼트 시 발생하는 동적 요추 후만은 엉덩 관절의 최대 굴곡 각도와 척추 기립근의 활성도에 기인하는 것으로 판단하였다.

딥 스쿼트 시 엉덩 관절의 최대 굴곡 각도는 요추 관절의 최대 굴곡 각도와 통계적으로 유의미한 정적인 상관관계를 보였으며, 가장 높은 설명력이 나타났다. 이러한 결과는 딥 스쿼트 시 엉덩 관절의 굴곡 각도의 감소, 즉 엉덩 관절의 굴곡 가동성이 감소할수록 동적 요추 후만이 크게 발생하는 것으로 해석할 수 있다. 엉덩 관절과 요추 관절은 골반을 통해 서로 연결되

어 있으며, 딥 스쿼트 동작과 같은 다관절 운동(multi-joint exercise)에서 엉덩 관절, 골반, 요추 관절의 협응을 통한 기능적 움직임은 필수적이다 (Kim et al., 2014; Kuo, Tully, & Galea, 2010; McKean et al., 2010). 결과적으로 딥 스쿼트 동작에서 엉덩 관절의 굴곡 가동성이 제한될 경우, 골반의 후방 기울기를 동반한 동적 요추 후만을 보이는 보상작용이 나타난다 (Kim et al., 2014; Maduri et al., 2008). 이처럼 딥 스쿼트 동작에서 엉덩 관절의 굴곡 가동성은 동적 요추 후만을 제어하기 위한 주요 요소로 볼 수 있다. 따라서 딥 스쿼트 동작에서 발생하는 동적 요추 후만과 이에 따라 증가하는 요추 관절의 부하량을 감소시키기 위해서는 엉덩 관절의 굴곡 가동성 향상이 필수적으로 보인다.

딥 스쿼트 시 척추 기립근의 활성도는 요추 관절의 최대 굴곡 각도와 통계적으로 유의미한 정적인 상관관계를 보였고 엉덩 관절의 가동성 변인 다음으로 높은 설명력이 나타났다. 이는 딥 스쿼트 시 척추 기립근의 활성도 감소가 요추 관절 굴곡 각도의 증가, 즉 동적 요추 후만을 증가시키는 것으로 해석할 수 있다. 척추 기립근은 요추 관절의 신전 운동과 골반의 안정화에 기여하는 근육이며(Lee, 2015; Mawston & G. Boocock, 2015; McGill, Hughson, & Parks, 2000), 요추 관절의 과도한 굴곡으로부터 요추를 보호하는 역할을 한다(Dolan, P. & Adams, 1998). 관련 선행연구를 살펴보면, 과도한 요추 관절의 굴곡에서 척추 기립근은 낮은 근 활성도를 보였으며(McGill & Kippers, 1994), 천추(sacrum)와 골반 후면에 근육 부착점을 제공함으로써 요추 관절의 신전 운동을 유발하고 이를 통해 동적 요추 후만을 제어하는 것으로 알려져 있다(Hansen et al., 2006; Neumann, 2016; Norris, 1995). 본 연구의 결과에서도 딥 스쿼트 시 척추 기립근의 낮은 근 활성도는 요추 관절에 대한 제어력을 감소시키며, 이로 인해 동적 요추 후만을 증가시키는 것으로 보여진다. 따라서 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만을 제어하기 위해서는 척추 기립근의 기능 향상은 매우 중요한 요인으로 확인되었다.

이와 같이 본 연구는 실험적 접근을 통해 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 요추 관절에 미치는 영향을 확인하여 딥 스쿼트 운동에서 동적 요추 후만을 제어해야만 하는 과학적 근거를 제시하였다. 또한 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 발생하는 원인은 엉덩 관절의 굴곡 가동성과 척추 기립근의 활성도에 있음을 확인하였다. 추후 연구에서는 본 연구에서 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만의 원인으로 제시한 엉덩 관절의 굴곡 가동성과 척추 기립근의 활성도를 기반으로 다각도의 재검증을 진행하여 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만을 제어하기 위한 트레이닝 방법론을 제시할 수 있을 것으로 생각된다.

## 제6장 결론

본 연구는 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 요추 관절에 미치는 영향을 확인하고 동적 요추 후만이 발생하는 원인을 분석하고자 하였다. 이를 위해 웨이트 트레이닝 숙련자, 성인 남성 30명을 대상으로 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 발생하는 DLK 조건과 동적 요추 후만을 제한하는 RDLK 조건으로 구분하여 하지 및 요추 관절의 운동학적, 운동역학적 변인과 근 활성도 분석 결과를 비교하였다. 결과는 다음과 같다.

1. 딥 스쿼트 시 요추 관절의 최대 굴곡 각도는 DLK 조건이 RDLK 조건보다 더 높게 나타났다.
2. 딥 스쿼트 시 요추 관절의 굴곡 회전력은 DLK 조건이 RDLK 조건보다 더 높게 발생하였다.
3. 딥 스쿼트 시 요추 관절의 압축력은 DLK 조건이 RDLK 조건보다 더 높게 발생하였다.
4. 딥 스쿼트 시 근 활성도는 요추 굴곡 구간에서 RDLK 조건이 DLK 조건보다 더 높은 척추 기립근과 광배근의 활성도가 나타났다.
5. 딥 스쿼트 시 엉덩 관절의 최대 굴곡 각도와 척추 기립근의 활성도는 요추 관절의 최대 굴곡 각도에 영향을 주는 것으로 나타났다.

상기 내용을 종합하여 도출된 결론은 다음과 같다. 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만은 요추 관절의 굴곡 회전력과 압축력을 높이며, 이는 요추 관절의 대표적인 손상인 추간판 탈출증의 위험을 증가시킬 것으로 판단하였다. 더욱이 딥 스쿼트는 외적 중량 부하를 몸통에 지지한 상태에서 반복적으로 상·하 방향의 운동을 수행하기에 신체에 부과된 외적 중량 부하에 더해서 동적 요추 후만이 가중될 경우 요추 관절에 작용되는 부하량은 필연적으로

증가될 것이다. 따라서 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만을 감소시켜야만 요추 손상 위험을 예방하고 안전한 딥 스쿼트를 수행할 수 있을 것이다.

안전한 딥 스쿼트 수행을 위해서는 딥 스쿼트 시 동적 요추 후만이 발생하는 원인 분석이 필수적이며, 그 원인은 본 연구를 통해 엉덩 관절의 굴곡 가동성과 요추 관절의 신전근인 척추 기립근의 동원력에서 찾을 수 있었다. 이는 딥 스쿼트 시 엉덩 관절의 가동성 감소와 척추 기립근의 낮은 동원력이 나타날 경우 동적 요추 후만을 발생시킬 가능성이 높음을 시사한다. 따라서 딥 스쿼트 운동 참여 전에 엉덩 관절의 굴곡 가동성을 향상시키기 위한 스트레칭과 특이적 운동 및 처치 등을 적용할 필요가 있으며, 딥 스쿼트 운동 시 앓는 구간에서 척추 기립근의 동원력을 수의적으로 높여 동작을 수행하는 것이 동적 요추 후만을 제어하기 위한 방법으로 제시할 수 있다.

## 참고문헌

### <동양문헌>

박성진, 최가람, & 김창국. (2013). 무릎 관절 각도에 따른 스쿼트 운동 수행 시 하지 근의 균전도 비교 분석. *한국사회체육학회지*, 53(2), 879–887.

임영태, 이재우, 박준성, 이성열, & 권문석. (2018). 딥 스쿼트 동작 시 하퇴 키네시오 테이핑 위치와 성별이 발목 관절의 가동범위와 모멘트에 미치는 영향. *한국체육학회지*, 57(1), 471–480.

### <서양문헌>

Adams, M., & 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., McMillan, D., Green, T., & Dolan, P. (1996). Sustained loading generates stress concentrations in lumbar intervertebral discs. *Spine*, 21(4), 434–438.

Angin, S., & Simsek, I. (2020). *Comparative kinesiology of the human body: Normal and pathological conditions* Academic Press.

Arnold, E. M., Ward, S. R., Lieber, R. L., & Delp, S. L. (2010). A model of the lower limb for analysis of human movement. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(2), 269–279.

Ausavanonkulpor, A., Areekul, K., Senavongse, W., & Sukjamsri, C. (2019). Lumbar spinal loading during stoop, squat, and kneeling lifting: A musculoskeletal modeling analysis. Paper presented at the *Proceedings of the 2019 9th International Conference on Biomedical Engineering and Technology*, 51–55.

Baechle, T. R., & Earle, R. W. (2008). *Essentials of strength training and conditioning* Human kinetics.

- Bogduk, N. (2005). *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. Elsevier Health Sciences.
- Bogduk, N., Johnson, G., & Spalding, D. (1998). The morphology and biomechanics of latissimus dorsi. *Clinical Biomechanics*, 13(6), 377–385.
- Bryanton, M. A., Kennedy, M. D., Carey, J. P., & Chiu, L. Z. (2012). Effect of squat depth and barbell load on relative muscular effort in squatting. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(10), 2820–2828.
- 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., Pellinger, 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. *The Journal of Strength & 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., & Hunter, A. (2016). Reliability of trunk muscle electromyography in the loaded back squat exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 37(06), 448–456.
- Clark, D., Lambert, M., & Hunter, A. (2012). Muscle activation in the loaded free barbell squat: A brief review. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(4), 1169–1178.
- 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.
- 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. *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., Zheng, N., Lander, J. E., Barrentine, S. W., Andrews, J. R., . . . Moorman III, C. T. (2001). Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(9), 1552–1566.
- 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.
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Barrentine, S. W., Wilk, K. E., & Andrews, J. R. (1998). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(4), 556–569.
- Galbusera, F., & Wilke, H. (2018). *Biomechanics of the spine: Basic concepts, spinal disorders and treatments* Academic Press.
- Haff, G. G., & Triplett, N. T. (2015). *Essentials of strength training and conditioning 4th edition* Human kinetics.
- Hansen, L., de Zee, M., Rasmussen, J., Andersen, T. B., Wong, C., & Simonsen, E. B. (2006). Anatomy and biomechanics of the back muscles in the lumbar spine with reference to biomechanical modeling. *Spine*, 31(17), 1888–1899.
- 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.
- Holzbaur, K. R., Murray, W. M., & Delp, S. L. (2005). A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(6), 829–840.
- Jaberzadeh, S., Yeo, D., & Zoghi, M. (2016). The effect of altering knee position and squat depth on VMO: VL EMG ratio during squat exercises. *Physiotherapy Research International*, 21(3), 164–173.
- Jensen, G. M. (1980). Biomechanics of the lumbar intervertebral disk: A review. *Physical Therapy*, 60(6), 765–773.
- Kim, S., Kwon, O., Yi, C., Cynn, H., Ha, S., & Park, K. (2014).

- Lumbopelvic motion during seated hip flexion in subjects with low-back pain accompanying limited hip flexion. *European Spine Journal*, 23(1), 142–148.
- 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 & Conditioning Journal*, 31(1), 76–85.
- Kubo, K., Ikebukuro, T., & Yata, H. (2019). Effects of squat training with different depths on lower limb muscle volumes. *European Journal of Applied Physiology*, 119(9), 1933–1942.
- Kuo, Y., Tully, E. A., & Galea, M. P. (2010). Lumbofemoral rhythm during active hip flexion in standing in healthy older adults. *Manual Therapy*, 15(1), 88–92.
- Lee, H. S. (2015). Enhanced muscle activity during lumbar extension exercise with pelvic stabilization. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 11(6), 372–377.
- 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., & G. Boocock, M. (2015). Lumbar posture biomechanics and its influence on the functional anatomy of the erector spinae and multifidus. *Physical Therapy Reviews*, 20(3), 178–186.
- McGill, S. M., Hughson, R. L., & Parks, K. (2000). Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. *Clinical Biomechanics*, 15(10), 777–780.
- McGill, S. M., & Kippers, V. (1994). Transfer of loads between lumbar tissues during the flexion–relaxation phenomenon. *Spine*, 19(19),

2190–2196.

- McKean, M. R., Dunn, P. K., & Burkett, B. J. (2010). The lumbar and sacrum movement pattern during the back squat exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(10), 2731–2741.
- Mohamed, R. R., Abdel-Aziem, A. A., Mohammed, H. Y., & Diab, R. H. (2022). Chronic low back pain changes the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles activation pattern and upward scapular rotation: A cross-sectional study. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 35(1), 119–127.
- Neumann, D. A. (2010). Kinesiology of the hip: A focus on muscular actions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 82–94.
- Neumann, D. A. (2016). *Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: Foundations for rehabilitation* Elsevier Health Sciences.
- Norris, C. M. (1995). Spinal stabilisation. *Physiotherapy*, 81(2), 64–72.
- Norris, C. M., & Matthews, M. (2006). Correlation between hamstring muscle length and pelvic tilt range during forward bending in healthy individuals: An initial evaluation. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 10(2), 122–126.
- Panjabi, M. M., & White III, A. A. (1980). Basic biomechanics of the spine. *Neurosurgery*, 7(1), 76–93.
- Prentice, W. E., & Arnheim, D. (2011). *Principles of athletic training: A competency-based approach* McGraw-Hill New York.
- Ratamess, N. (2021). *ACSM's foundations of strength training and conditioning* Lippincott Williams & Wilkins.
- Schilling, J., Ko, J., & Lim, S. (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.
- Sinha, A. (2017). *Latissimus dorsi. Diagnostic clusters in shoulder conditions* (pp. 171–177) Springer.
- Stambolian, D., Asfour, S., & Eltoukhy, M. (2014). Using vicon bodybuilder and plug-in-gait to generate L5/S1 angles, forces and moments. *Paper presented at the 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.
- Takaki, S., Kaneoka, K., Okubo, Y., Otsuka, S., Tatsumura, M., Shiina, I., & Miyakawa, S. (2016). Analysis of muscle activity during active pelvic tilting in sagittal plane. *Physical Therapy Research*, 19(1), 50–57.
- Vera-Garcia, F. J., Moreside, J. M., & McGill, S. M. (2011). Abdominal muscle activation changes if the purpose is to control pelvis motion or thorax motion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(6), 893–903.
- 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., & Rohlmann, A. (2012). *Forces on the spine. Biomaterials for spinal surgery* (pp. 114–143) Elsevier.
- 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., & Zaciorskij, V. M. (2002). *Kinetics of human motion*. 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.

### 부록. Vicon S-Model Code(4th/5th lumbar vertebrae)

```

SACR = (LPSI + RPSI)/2
SC = 88
SACRC = SACR + {SC, 0, 0}*Attitude(Pelvis)
Sacrum = [SACRC, LPSI-RPSI, LASI-RPSI, yzx]
SacrumSize = {1, 1, 1}
SacrumScale = {0, 0, 0}
SacrumShift = {0, 0, 0}
Sacrum = ROT(Sacrum,2(Sacrum),22)

```

```

SPINE(Sacrum, L5, L4, L3, L2, L1, T12, T11, Thoracic10, 1.2, 1.8)
L4_1 = {-22, 0, 15}*L4
L4_2 = {15, 15, 15}*L4
L4_3 = {15, -15, 15}*L4
L4_4 = {-22, 0, 0}*L4
L4_5 = {15, 15, 0}*L4
L4_6 = {15, -15, 0}*L4
OUTPUT(L4_1, L4_2, L4_3, L4_4, L4_5, L4_6)
L4Size = 55
L4Scale = {1, 1, 1}
L4Shift = {0, 0, 0}

```

```

L5_1 = {-22, 0, 15}*L5
L5_2 = {15, 15, 15}*L5
L5_3 = {15, -15, 15}*L5

```

```
L5_4 = {-22, 0, 0}*L5
L5_5 = {15, 15, 0}*L5
L5_6 = {15, -15, 0}*L5
OUTPUT(L5_1, L5_2, L5_3, L5_4, L5_5, L5_6)
L5Size = 55
L5Scale = {1, 1, 1}
L5Shift = {0, 0, 0}
```

## ABSTRACT

# Analysis of the Effect and Cause for Dynamic Lumbar Kyphosis on Lumbar Joint Injury Factor during the Deep Squat

Lee, Jae Woo

Department of Sports Science  
Graduate School of Konkuk University

The purpose of this study was to analyze the effect and cause for dynamic lumbar kyphosis on lumbar joint injury factors during deep squat.

Thirty weight training experts participated in this study. participants performed stretching and warm-up, reflective markers were attached to joints and segments of the body, and surface electrodes were attached to muscles involved in flexion and extension movements of the lumbar joint for measure muscle activity. The deep squat was performed by classifying the DLK(Dynamic Lumbar Kyphosis) condition and RDLK(Restricted Dynamic Lumbar Kyphosis) condition. Kinematic and kinetic variables of joints and muscle activity data were collected using a 8 infrared cameras, force plates and EMG(electromyography) system. A paired sample t-test was used between the two conditions(DLK vs. RDLK) to analyze the effect of dynamic lumbar kyphosis on the lumbar joint injury factor during deep squat. The cause of dynamic lumbar kyphosis was verified through stepwise multiple linear regression analysis between peak flexion angle of lumbar joint, muscle activity variables and peak angle of the lower

extremity joints in each direction on the DLK condition during deep squat.

As a result, the lumbar joint peak angle during deep squat was showed to be higher the DLK condition than the RDLK condition. During the deep squat, the flexion moment and compression force of the lumbar joint was showed to be higher in the DLK condition than the RDLK condition. In the lumbar flexion phase and lumbar extension phase during deep squat, the erector spinae muscle activity was showed to be higher in the RDLK condition than the DLK condition. It was showed that the flexion angle of the hip joint and the muscle activity of the erector spinae muscle affected the peak flexion angle of the lumbar joint during the deep squat.

In conclusion, it was determined that dynamic lumbar kyphosis during deep squat increases flexion moment and compression force, which will increase the risk of lumbar joint injury. The cause of dynamic lumbar kyphosis in deep squat was identified in the flexion mobility of the hip joint and the muscular force of the erector spinae. Therefore, dynamic lumbar kyphosis is avoided during deep squat, and In order to control dynamic lumbar kyphosis and reduce the risk of injury to the lumbar joint, increased flexion mobility of the hip joint and high activity of the erector spinae muscle during deep squat are essential elements.

---

Keyword : Deep Squat, Dynamic Lumbar Kyphosis, Butt Wink, Lumbar Vertebrae, Lumbar Joint Injury