KJAB

Korean Journal of Applied Biomechanics 2025; 35(4): 330-340
http://dx.doi.org/10.5103/KJAB.2025.35.4.330
http://e-kjab.org eISSN 2093-9752

ORIGINAL

Kinematic Differences in the Snatch Lift According to Increased Loads in Elite Female Weightlifters

여자 역도 선수의 중량 증가에 따른 인상(Snatch) 동작의 운동학적 차이 분석

Hojong Gil[1], Taemin Park[2], Dongcheol Yeom[2], Donghyun Kim[2], Sihyun Ryu[2]

[1]Sport Science Institute, Korea National Sport University, Seoul, South Korea
[2]Department of Physical Education, Korea National Sport University, Seoul, South Korea

Received : 01 December 2025
Revised : 09 December 2025
Accepted : 09 December 2025

Corresponding Author
Sihyun Ryu
Department of Physical Education, Korea National Sport University, 1239, Yangjaedaero, Songpa-gu, Seoul, 05541, South Korea
Email : hope222ysh@knsu.ac.kr

Objective: This study aimed to investigate the effects of increasing load (75%, 80%, 85% of one-repetition maximum [1RM]) on postural stability and joint kinematics during the Snatch lift in elite collegiate female weightlifters.

Method: Fifteen female weightlifters participated (Age: 20.3 ± 1.2 yr, Height: 162.0 ± 4.9 cm, Body Mass: 73.7 ± 16.9 kg). Each athlete performed two Snatch trials at 75%, 80%, and 85% of her 1RM. Three-dimensional kinematic data were obtained using the Theia3D markerless system. Horizontal displacement among the base of support (BOS), center of mass (COM), and barbell; trunk segment angles; and hip, knee, and ankle joint angles and ranges of motion (ROM) were analyzed across five events (E1-E5) and four phases (P1-P4). A repeated-measures ANOVA was conducted (α = .05).

Results: Horizontal displacement between BOS-COM and BOS-bar showed no differences from E1 to E4, but was significantly greater at E5 under the 85% condition compared with 80% (p<.05). Trunk extension angles were higher at E3 and E4 under heavier loads (85%>80% >75%, p<.05). ROM increased during the second pull (P2) and catch phase (P4), whereas ROM during the turnover phase (P3) was reduced with higher loads. Lower-limb joints exhibited similar patterns: hip, knee, and ankle ROM decreased at P3 but increased at P4 under the 85% load (p<.05).

Conclusion: Female lifters maintained stable COM-bar alignment across load conditions; however, increasing load elicited compensatory adjustments characterized by restricted ROM during the turnover phase and greater ROM during the pull and catch phases. These findings suggest that load-induced instability in female lifters is influenced more by phase-specific ROM allocation and control strategies than by simple strength limitations.

Keywords: Weightlifting, Snatch, Postural stability, Joint kinematics, Range of motion, Female athletes

Copyright © 2025 Korean Journal of Applied Biomechanics
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/) which permits unrestricted noncommercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

INTRODUCTION

역도 인상(Snatch)은 바벨을 한 번에 머리 위로 들어올리는 고난도 기술로서, 경기력 향상을 위해서는 기술적 숙련뿐 아니라, 자세 안정성 확보가 경기 성공 여부를 좌우하는 핵심 요인이다(Gourgoulis, Aggeloussis, Garas & Mavromatis, 2009; Liu et al., 2022; Mastalerz, Szyszka, Grantham & Sadowski, 2019; Moon, 2005; Nagao, Huang & Kubo, 2020; Nagao, Kubo, Tsuno, Kurosaka & Muto, 2019). 인상 초기 동작은 순발력과 근력을 바탕으로 바벨을 들어올리지만, 마지막 동작에서 바벨을 머리 위에 고정하고 일어서는 순간까지 바벨과 신체 간의 균형 유지가 필수적이다(Moon, 2005). 이때, 바벨이 기저면(base of support, BOS) 밖으로 치우치거나 신체중심(center of mass, COM)에서 벗어나면, 불안정성이 증가하고 실패 동작으로 이어진다(Gourgoulis et al., 2009). 따라서 인상 기록 향상을 위해서는 바벨을 신체중심에 가까이 유지함과 동시에 바벨과 신체중심이 기저면 내에서 움직이도록 조절하는 것이 필수적이다(Harbili, 2012; Nagao et al., 2019).

인상 동작에서 무게가 증가하면 동작 수행 중 자세 안정성이 저하될 수 있다. 가벼운 중량에서는 바벨의 궤적과 신체중심이 안정적으로 유지되지만, 개인 최고 기록(1RM)에 근접할수록 바벨의 수평 이동이나 신체중심 흔들림이 증가한다고 보고되고 있다(Harbili, 2012; Nagao et al., 2020). 여자 역도 선수의 인상 동작을 분석한 연구(Hoover, Carlson, Christensen & Zebas, 2006)에서는 무거운 중량일수록 바벨 궤적의 변화가 증가하였고, 이로 인해 균형성과 일관성이 저하된다고 보고되었다. 한편, 남자 국가대표 선수를 대상으로 중량 증가에 따른 인상 동작 시 주요 관절각과 근 활성을 살펴본 연구(Moon & Moon, 2017)에서는 중량이 증가함에도 주요 관절각의 변화는 나타나지 않았으나, 대퇴부위 주요 근육의 근신장 및 수축 속도가 증가함에 따라 중량 증가는 더 큰 근력과 속도 제어가 요구된다고 확인되었다. 이렇듯, 숙련된 선수는 중량 증가에도 동작 패턴을 일정하게 유지하지만, 미세한 자세 조절 과정에서 불안정성이 나타날 수 있다. 특히 여자 선수는 남자 선수에 비하여 최대 중량 시도에서 바벨의 비이상적 궤적 변화가 관찰되고 있다는 점(Hoover et al., 2006)에서 여자 선수들을 대상으로 인상 종목의 중량 증가에 따른 과학적 분석이 필요한 시점이다.

여자 역도 선수의 인상 기술을 남자와 비교해보면(Harbili, 2012), 여자 선수는 제1당김(First pull) 구간에서 발목 및 무릎의 최대 신전각도가 남자보다 작았으며, 무릎 재굽힘(knee rebend) 동작이 남자보다 덜 깊고 느리게 나타났다(Gourgoulis et al., 2009; Harbili, 2012). 또한 제2당김(Second pull) 구간에서 여자 선수의 바벨에 대한 절대적인 일량(work)과 파워(power)가 작게 나타났으며(Harbili, 2012), 최대 무게 수행 시 최적의 S자형(몸쪽-바깥쪽-몸쪽) 궤적이 관찰되지 않는다고 보고되었다(Hoover et al., 2006; Gourgoulis et al., 2009). 이렇듯, 기본적으로 부족한 근력을 보완하기 위해서는 효율적인 바벨 움직임을 유도하여 기술적 효율성을 극대화시키는 것이 무엇보다 중요함에도 불구하고 여자 선수가 남자 선수에 비하여 제1당김과 제2당김 구간에 이어 내려 받는 구간까지의 하지관절 움직임과 자세 안정성 측면에서 효율성이 부족한 것으로 확인되었다(Gourgoulis et al., 2009; Harbili, 2012; Hoover et al., 2006; Korkmaz & Harbili 2015; Mastalerz et al., 2019). 또한, 대부분의 기존 연구는 남자 선수를 대상으로 수행되어 여자 선수의 중량 증가에 따른 자세 안정성 변화를 살펴본 정량적 분석은 부족하다. 따라서 여자 선수를 대상으로 인상 동작에서 중량 증가에 따른 자세 안정성과 주요 관절각의 변화를 살펴보는 것은 중요한 의미를 지닌다.

이에 본 연구에서는 대학 엘리트 여자 역도 선수를 대상으로 인상 동작의 중량 증가(개인 최고 기록의 75%, 80%, 85%)에 따른 자세 안정성과 주요 관절각의 변화를 비교하고자 하였다. 이때, 연구 가설은 다음 세가지로 설정하였다. 첫째, 중량 증가에 따른 BOS 중심과 COM 및 바벨 중심 간의 변위는 유의한 차이가 있을 것이다. 둘째, 중량 증가에 따른 몸통분절각은 유의한 차이가 있을 것이다. 셋째, 중량 증가에 따른 하지관절각은 유의한 차이가 있을 것이다.

METHOD

1. 연구 대상

연구에는 대학 여자 역도 선수 15명이 참여하였으며, 평균 연령은 20.3±1.2세, 신장은 162.0±4.9 cm, 체중은 73.7±16.9 kg이었다. 연구 실시 전, 참가자들에게 연구의 목적과 절차, 개인정보 보호 및 익명성 보장에 대해 충분히 설명하였으며, 모든 참가자로부터 자발적인 참여 동의를 받은 후 실험을 진행하였다.

2. 실험 절차 및 자료 처리

역도 인상 동작을 촬영하기 위해 8대의 비디오 카메라(DSC-RX0 Mark 2, Sony Corporation, Tokyo, Japan)를 사용하였으며, 촬영 속도는 120 Hz, 해상도는 1,920×1,080으로 설정하였다. 카메라 간 시간차와 잔상 오차를 최소화하기 위해 CCB-WD1 Control Box (Sony Corporation, Tokyo, Japan)를 연동하였고, Video Sync 및 Bullet-Time 기능을 활용하여 동시 촬영 시점을 일치시켰다. 공간 좌표계는 전방 진행 방향을 +Y축, 우측을 +X축, 수직을 +Z축으로 설정하여 3차원 Global Coordinate System (GCS)을 구축하였다(Figure 1). 모든 참가자

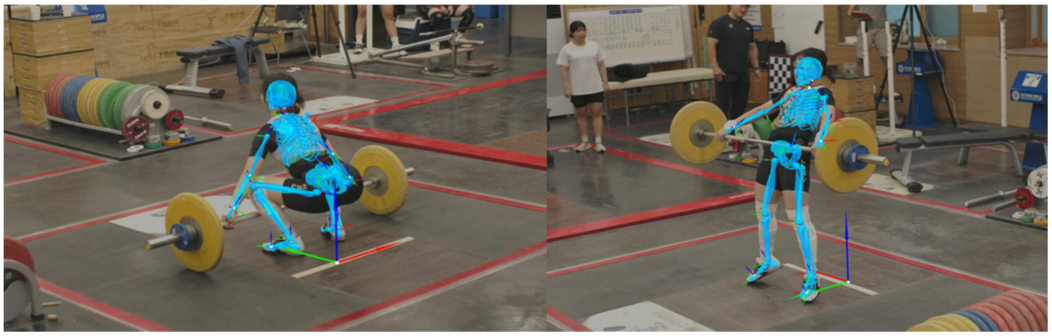

Figure 1. Global coordination system camera setup for Snatch lift and human anatomical model for the definition of segment and joint systems

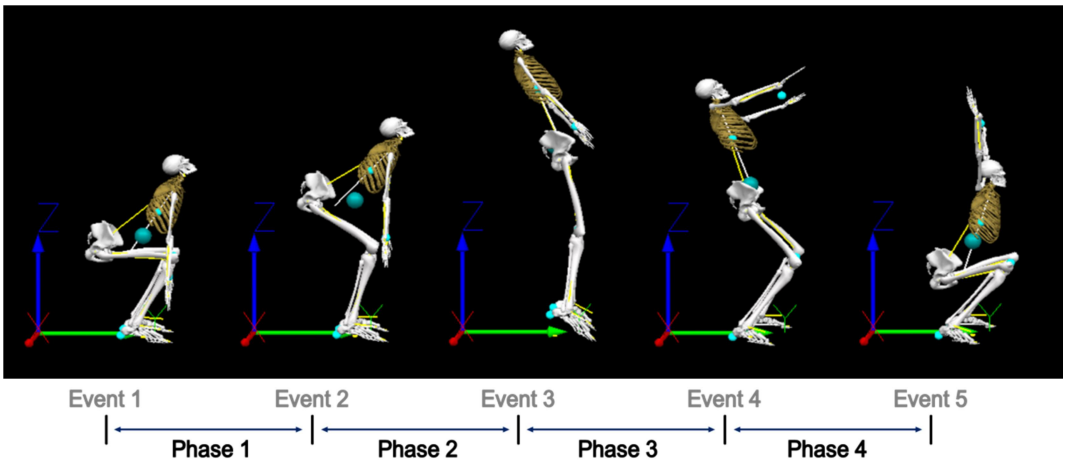

Figure 2. Event & Phase.

는 충분한 준비운동 후, 실제 경기와 유사한 조건에서 개인 최고 기록의 75%, 80%, 85% 중량으로 인상 동작을 수행하였으며, 각 조건에서 2회씩 반복 측정한 자료를 분석에 활용하였다. 촬영된 영상은 비디오 기반 딥러닝 추적 알고리즘이 적용된 Theia3D Markerless System (Theia3D Markerless Inc., Canada)을 이용해 처리하였다. 해당 시스템은 인체 분절의 움직임을 자동 추적하여 분절 좌표계(Segment Coordination System, SCS)와 3차원 관절 좌표계(Joint Coordination System, JCS)를 생성하였다. 영상 데이터에 포함된 잡음(noise)은 Butterworth 2차 저역 통과 필터를 사용하여 제거하였고, 차단주파수는 6 Hz로 설정하였다. 최종적으로 주요 운동학적 변수는 Visual3D 소프트웨어(C-Motion Inc., USA)를 통해 산출하였다.

3. 분석 구간

분석 구간은 역도 인상 동작을 효율적으로 분석하기 위하여 인상 동작에 대한 운동역학적 연구(Gourgoulis et al., 2009; Harbili, 2012; Kipp & Harris, 2014)를 참고하여 <Figure 2>와 같이 설정하였다. 우선, 바벨이 지면에서 떨어지는 순간(Event 1), 바벨이 무릎 관절점을 지나는 순간(Event 2), 엉덩관절의 최대 신전된 순간(Event 3), 바벨이 최대 높이인 순간(Event 4), 내려 받는 때 바벨을 최저 높이인 순간(Event 5)으로 정의하고 제1당김(first pull) 구간(Phase 1)과 제2당김(second pull) 구간(Phase 2), 턴 오버 구간(Phase 3), 받기 구간(Phase 4)을 분석하였다.

4. 분석 변인

본 연구에서는 역도 인상 동작을 개인별 무게의 75%, 80%,

85% 간에 기술 수행 변화를 살펴보기 위하여 BOS 중심과 COM, 바벨 간의 수평 변위(horizontal displacement), 그리고 주요 관절각 및 가동범위(ROM)를 산출하였다. 우선, 인체 측정학 모델을 기준으로 각 분절의 근위 및 원위 관절점의 좌표값과 분절 질량비를 고려하여 COM을 산출하여(Hamill & Ryu, 2003; Winter, 2009) BOS 중심과 COM의 수평 변위, BOS 중심과 바벨 간의 수평 변위, COM과 바벨 간의 수평 변위를 주요 순간별(E1-E5)로 비교하였다. 또한, 몸통분절각은 전역 좌표를 기준으로 시상면에서의 기울기각을 산출하였으며, 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절을 관절 좌표계(Joint Coordinate System, JCS) 기반의 3차원 방향별 관절각을 산출하여, 엉덩관절은 굴곡/신전각, 내전/외전각, 내측회전/외측회전각, 무릎관절은 굴곡/신전각, 발목관절은 배측굴곡/저측굴곡각, 내번/외번각을 비교하였다.

5. 통계 처리

본 연구에서는 역도 인상 무게에 따른 안정성 차이를 비교하기 위하여 반복 측정 변량분석(two-way repeated measure ANOVA)를 실시하였으며, 사후검증(post-hoc)은 Tukey 방법을 사용하였다. 이때, 효과크기(effect size)로 부분 에타 제곱(η_p^2)을 함께 제시하였으며, 모든 통계적 유의수준은 α=.05로 설정하였다.

Table 1. Horizontal displacement relationships between BOS, COM, and center of bar (unit: cm)

		75%[a]	80%[b]	85%[c]	*F* value	*p* value	*Post-hoc*	*Effect size* (η_p^2)
Horizontal displacement between center of BOS & COM	E1	0.59±0.54	0.58±0.54	0.58±0.41	0.014	*.986*	–	*.014*
	E2	0.52±0.50	0.69±0.53	0.57±0.57	1.546	*.234*	–	*.607*
	E3	0.83±0.60	1.07±0.64	0.97±0.81	0.669	*.521*	–	*.401*
	E4	1.18±0.83	1.39±0.94	1.35±0.96	1.256	*.303*	–	*.557*
	E5	1.07±0.55	0.56±0.67	1.21±0.52	5.176	*.014**	*c>b*	*.838*
Horizontal displacement between center of BOS & center of bar	E1	0.79±0.53	0.58±0.53	0.60±0.45	2.761	*.083*	–	*.734*
	E2	0.75±0.54	0.66±0.59	0.69±0.51	0.430	*.655*	–	*.301*
	E3	1.31±0.96	1.57±1.10	1.44±1.09	0.621	*.546*	–	*.383*
	E4	1.82±0.99	1.74±1.35	1.78±1.30	0.120	*.887*	–	*.107*
	E5	1.83±1.03	1.29±1.09	1.91±0.97	3.527	*.045**	*c>b*	*.779*
Horizontal displacement between COM & center of bar	E1	0.40±0.23	0.40±0.23	0.29±0.25	2.745	*.084*	–	*.733*
	E2	0.55±0.30	0.51±0.34	0.49±0.37	0.188	*.830*	–	*.158*
	E3	0.70±0.55	0.72±0.56	0.77±0.50	0.401	*.674*	–	*.286*
	E4	0.84±0.62	0.79±0.60	0.82±0.69	0.111	*.896*	–	*.100*
	E5	0.97±0.61	0.78±0.57	0.86±0.58	0.840	*.444*	–	*.457*

BOS: base of support, COM: center of mass
*Indicates statistically significant difference between start stance types

Table 2. Trunk segment angle at sagittal plane (unit: deg)

		75%[a]	80%[b]	85%[c]	*F* value	*p* value	*Post-hoc*	*Effect size* (η_p^2)
F/E angle of trunk segment	E1	-34.5±4.7	-34.3±5.4	-33.8±5.1	0.463	*.635*	–	*.316*
	E2	-44.7±3.4	-45.2±3.5	-45.6±3.7	1.879	*.174*	–	*.653*

Table 2. Trunk segment angle at sagittal plane (Continued) (unit: deg)

		75%[a]	80%[b]	85%[c]	*F* value	*p* value	*Post-hoc*	*Effect size* (η_p^2)
F/E angle of trunk segment	E3	21.9±3.4	22.9±3.2	24.0±3.0	7.398	*.003**	*c>b >a*	*.881*
	E4	6.5±8.8	10.8±7.6	14.9±7.7	10.038	*.001**	*c>b>a*	*.909*
	E5	-14.3±3.2	-13.2±3.4	-12.6±3.1	2.785	*.082*	–	*.736*
F/E ROM of trunk segment	P1	10.4±3.6	11.0±4.5	11.9±4.3	1.936	*.166*	–	*.659*
	P2	66.7±2.7	68.1±3.0	69.7±2.6	7.411	*.003**	*c>b>a*	*.881*
	P3	16.6±9.6	13.3±8.4	10.6±7.1	8.536	*.002**	*a>b>c*	*.895*
	P4	24.2±7.7	27.0±6.8	29.8±6.3	8.895	*.001**	*c>b>a*	*.899*

F/E: flexion (–) / extension (+), ROM: range of motion
*Indicates statistically significant difference between start stance types

RESULTS

1. 기저면 중심과 신체중심, 바벨 간의 수평거리

기저면 중심과 신체중심, 바벨 간의 수평거리는 <Table 1>과 같다. 우선, BOS 중심과 COM 간 수평거리에서는 E1-E4에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, E5에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며(F=5.176, p=.014), 85% 무게가 80% 무게에 비하여 크게 나타났다(p<.05). 또한, BOS 중심과 바벨 중심 간 수평거리에서도 E1-E4에서는 차이가 없었으나, E5에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며(F=3.527, p=.045), 85% 무게가 80% 무게보다 크게 나타났다(p<.05). 한편, COM과 바벨 중심 간 수평거리에서는 모든 순간에서 유의한 차이가 나타나지 않았다.

2. 몸통분절 굴곡/신전각

몸통분절의 굴곡/신전각은 <Table 2, Figure 3>과 같으며,

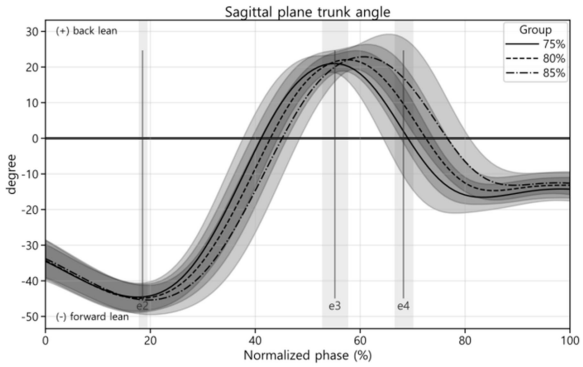

Figure 3. Pattern of flexion (–) and extension (+) angle at the trunk segment.

E3, E4에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났는데(F=7.398, p=.003 / F=10.038, p=.001), 이때, 85%>80%>75% 순으로 크게 나타났다(p<.05). 또한 몸통분절의 굴곡/신전 가동범위는 P2-P4까지 모두 통계적인 차이가 나타났는데(F=7.411, p=.003

Table 3. Hip joint angle (unit: deg)

		75%[a]	80%[b]	85%[c]	*F* value	*p* value	*Post-hoc*	*Effect size* (η_p^2)
F/E angle of hip joint	E1	117.3±8.5	117.6±7.1	116.5±5.3	0.406	*.671*	–	*.289*
	E2	98.0±8.8	99.3±7.4	97.4±6.7	0.961	*.397*	–	*.490*
	E3	6.2±3.9	6.8±4.0	6.6±3.8	0.516	*.603*	–	*.340*
	E4	45.5±9.2	41.9±9.4	38.2±8.5	7.793	*.002**	*a>b>c*	*.886*
	E5	115.9±9.8	115.9±9.2	113.9±8.6	1.077	*.356*	–	*.519*

Table 3. Hip joint angle (Continued) (unit: deg)

		75%[a]	80%[b]	85%[c]	*F* value	*p* value	*Post-hoc*	*Effect size* (η_p^2)
F/E ROM of hip joint	P1	19.3±3.3	18.4±2.7	19.1±4.0	1.545	*.234*	–	*.607*
	P2	91.8±8.0	92.5±6.7	90.9±6.1	0.669	*.522*	–	*.401*
	P3	39.3±10.2	35.1±10.0	31.6±8.1	7.763	*.003**	*a>b>c*	*.886*
	P4	70.5±13.4	74.4±13.0	76.0±10.8	3.627	*.042**	*b, c>a*	*.784*
A/A angle of hip joint	E1	-25.5±4.0	-25.8±4.3	-25.6±3.9	0.359	*.702*	–	*.264*
	E2	-22.9±4.5	-23.2±4.4	-22.4±4.7	1.347	*.279*	–	*.574*
	E3	-8.2±2.3	-9.0±3.8	-9.2±3.3	1.417	*.262*	–	*.586*
	E4	-30.5±4.6	-30.5±4.0	-30.2±4.3	0.210	*.812*	–	*.173*
	E5	-35.4±5.3	-36.3±5.8	-35.7±5.6	1.037	*.370*	–	*.509*
A/A ROM of hip joint	P1	4.2±2.3	4.0±2.2	4.4±2.2	0.310	*.737*	–	*.236*
	P2	17.2±5.7	16.4±6.4	15.9±6.7	4.340	*.025**	*a>c*	*.813*
	P3	22.3±5.6	21.5±5.6	21.0±4.5	2.210	*.132*	–	*.688*
	P4	7.7±2.1	10.1±2.8	11.0±2.6	7.860	*.002**	*b, c>a*	*.887*
IR/ER angle of hip joint	E1	10.3±3.4	10.1±3.7	10.3±3.3	0.120	*.887*	–	*.107*
	E2	-3.4±2.8	-3.2±3.1	-3.3±3.1	0.050	*.951*	–	*.048*
	E3	-10.5±2.7	-11.3±2.2	-11.0±2.5	1.656	*.212*	–	*.623*
	E4	-12.9±3.8	-12.2±3.9	-12.0±4.9	1.564	*.230*	–	*.610*
	E5	17.2±4.7	19.1±4.7	19.6±5.3	3.146	*.061*	–	*.759*
IR/ER ROM of hip joint	P1	13.9±2.6	13.4±3.3	13.8±2.7	0.500	*.613*	–	*.333*
	P2	11.5±2.3	11.6±2.3	11.9±2.9	0.772	*.473*	–	*.436*
	P3	4.3±2.0	2.8±1.9	3.7±2.7	2.968	*.071*	–	*.748*
	P4	30.2±5.7	31.6±4.4	31.8±5.3	1.233	*.309*	–	*.552*

F/E: flexion (+) / extension (–), A/A: adduction (+) / abduction (–), IR/ER: internal rotation (+) / external rotation (–), ROM: range of motion
*Indicates statistically significant difference between start stance types

/ *F*=8.536, *p*=.002 / *F*=8.895, *p*=.001), P2와 P4에서는 85%>80%>75% 순으로 크게 나타났으나(*p*<.05) P3에서는 반대로 85%>80%>75% 순으로 작게 나타났다(*p*<.05).

3. 엉덩관절각

중량 증가에 따른 엉덩관절각의 차이는 <Table 3, Figure 4>와 같다. 우선, 굴곡/신전각은 E4 구간에서 유의한 차이가 나타났으며(*F*=7.793, *p*=.002), 75%>80%>85% 순으로 크게 나타났다(*p*<.05). 또한, 엉덩관절 굴곡/신전 가동범위는 P3와 P4에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며(*F*=7.763, *p*=.003 / *F*=3.627, *p*=.042), 모두 75%>80%>85% 순으로 크게 나타났다(*p*<.05). 다음으로, 엉덩관절 내외번 가동범위에서는 P2와 P4에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났는데(*F*=4.340, *p*=.025 / *F*=7.860, *p*=.002), 이때 P2에서는 75%가 85%에 비하여 크게 나타났으나(*p*<.05) P4에서는 80%와 85%가 75%에 비하여 크게 나타났다(*p*<.05).

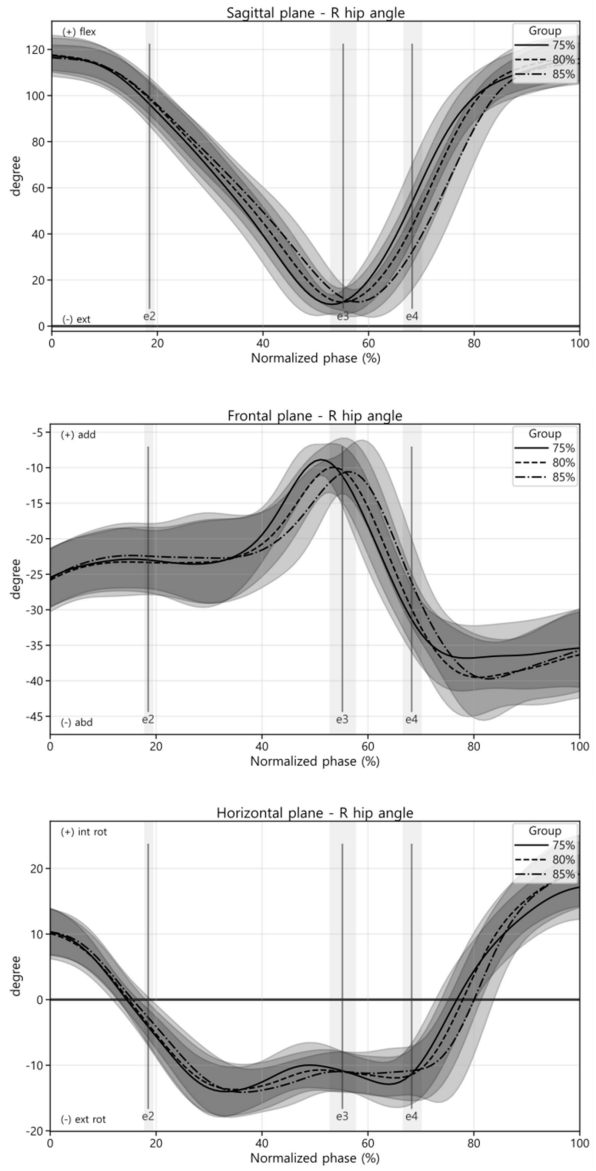

Figure 4. Pattern of hip joint angles, (Top) flexion (+) and extension (–) angle, (Middle) adduction (+) and abduction (–) angle, (Bottom) internal rotation (+) and external rotation (–) angle.

4. 무릎관절각

무릎관절 굴곡/신전각은 <Table 4, Figure 5>와 같으며, E5 구간에서 유의한 차이가 나타났고(F=7.750, p=.003), 85%가 75%와 80%에 비하여 크게 나타났다(p<.05). 또한, 무릎관절 굴곡/신전 가동범위는 P4에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며(F=4.491, p=.022), 85%가 75%에 비하여 크게 나타났다(p<.05).

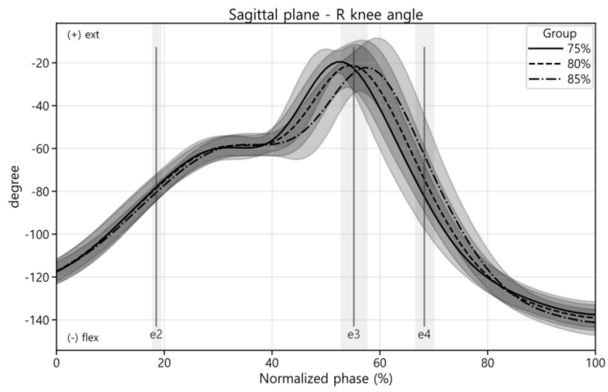

Figure 5. Pattern of flexion (–) and extension (+) angles at the knee joint.

5. 발목관절각

중량 증가에 따른 발목관절각의 차이는 <Table 5, Figure 6>과 같다. 우선, 발목관절 배측굴곡/저측굴곡 가동범위는 P3과 P4에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났는데(F=3.581, p=.044 / F=7.110, p=.004), 이때 P3에서는 75%가 85%에 비하여 크게 나타났으나(p<.05) P4에서는 85%가 75%와 80%에 비하여 크게 나타났다(p<.05). 또한, 발목관절 내번/외번각은 E2에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며(F=3.471, p=.047), 85%가 75%에 비하여 크게 나타났다(p<.05).

DISCUSSION

본 연구에서는 대학 엘리트 여자 역도 선수를 대상으로 인상 동작에서 중량 증가(개인 최고 기록의 75%, 80%, 85%)에 따른 자세 안정성 및 주요 하지관절각의 변화를 비교하여 운동 전략의 살펴보고자 하였다. 기존 선행연구(Hoover et al., 2006; Harbili, 2012; Mastalerz et al., 2019)는 주로 남자 선수를 대상으로 바벨 궤적이나 성공·실패 동작의 차이를 분석하면서, 최대 중량에서 비이상적인 바벨 궤적과 자세 불안정성이 실패 가능성을 높인다고 보고하였다. 또한, 중량이 증가하더라도 숙련된 선수는 전체적인 기술 패턴을 일정하게 유지하되, 특정 근육의 활성도나 근 수축 속도를 조절하는 전략을 사용한다고 보고되어 왔다(Moon, Lee & Lim, 2006; Moon & Moon, 2017). 이러한 연구 경향에 비추어 볼 때, 본 연구는 여자 선수만을 대상으로, 상대적으로 실전에서 빈번하게 사용하는 중량 범위(75-85% 1RM)에서 BOS, COM, 바벨 간의 수평거리와 몸통분절 및 하지관절각을 분석하였다는 점에서 기존 연구를 확장하는 의미가 있다.

우선, 중량 증가에 따른 BOS 중심과 COM 및 바벨 중심

Table 4. Knee joint angle (unit: deg)

		75%[a]	80%[b]	85%[c]	*F* value	*p* value	*Post-hoc*	*Effect size* (η_p^2)
F/E angle of knee joint	E1	-117.6±5.5	-117.3±5.5	-117.5±4.3	0.065	*.937*	–	*.061*
	E2	-79.7±5.7	-79.3±6.0	-79.0±6.6	1.137	*.337*	–	*.532*
	E3	-13.7±5.4	-13.8±5.7	-14.6±5.7	0.981	*.390*	–	*.495*
	E4	-76.3±6.4	-74.9±6.7	-74.8±4.3	0.944	*.403*	–	*.486*
	E5	-137.6±5.8	-139.1±5.7	-141.2±5.8	7.750	*.003**	*c>a, b*	*.886*
F/E ROM of knee joint	P1	37.9±2.7	38.0±4.7	38.5±5.1	0.238	*.790*	–	*.193*
	P2	66.3±7.0	66.0±6.6	64.9±8.5	1.122	*.342*	–	*.529*
	P3	62.9±6.5	61.2±8.5	60.3±7.0	1.709	*.202*	–	*.631*
	P4	61.3±8.1	64.2±8.3	66.4±7.3	4.491	*.022**	*c>a*	*.818*

F/E: flexion (–) / extension (+), ROM: range of motion
*Indicates statistically significant difference between start stance types

Table 5. Ankle joint angle (unit: deg)

		75%[a]	80%[b]	85%[c]	*F* value	*p* value	*Post-hoc*	*Effect size* (η_p^2)
DF/PF angle of ankle joint	E1	22.5±3.5	22.1±3.1	22.4±2.5	0.245	*.785*	–	*.197*
	E2	13.2±3.0	13.0±2.8	13.0±2.5	0.165	*.849*	–	*.142*
	E3	-21.8±4.7	-21.5±4.6	-20.8±4.2	1.583	*.226*	–	*.613*
	E4	21.7±3.2	20.0±5.8	18.6±6.4	3.266	*.056*	–	*.766*
	E5	33.3±4.0	34.0±5.2	35.4±5.3	3.139	*.061*	–	*.758*
DF/PF ROM of ankle joint	P1	9.3±2.1	9.1±1.9	9.4±2.1	0.209	*.813*	–	*.173*
	P2	38.7±4.5	38.2±4.5	37.8±4.3	0.806	*.458*	–	*.446*
	P3	43.8±4.1	41.7±5.0	39.5±5.9	3.581	*.044**	*a>c*	*.782*
	P4	12.2±3.7	14.2±4.9	17.5±6.2	7.110	*.004**	*c>a, b*	*.877*
I/E angle of ankle joint	E1	5.2±2.0	5.1±2.4	5.7±1.8	0.954	*.399*	–	*.488*
	E2	1.9±1.8	2.3±2.2	2.7±2.0	3.471	*.047**	*c>a*	*.776*
	E3	12.5±4.1	12.9±3.9	12.9±3.4	0.558	*.579*	–	*.358*
	E4	6.2±2.1	6.6±2.2	7.1±2.7	1.549	*.233*	–	*.608*
	E5	9.2±2.6	9.9±2.3	10.3±2.3	1.496	*.244*	–	*.599*
I/E ROM of ankle joint	P1	3.4±1.6	2.9±1.1	3.1±1.0	0.966	*.395*	–	*.491*
	P2	12.0±4.1	12.2±3.8	11.7±3.5	0.601	*.556*	–	*.375*
	P3	8.1±3.2	7.8±3.1	7.1±2.8	2.918	*.073*	–	*.745*
	P4	3.7±2.0	4.3±1.5	4.7±2.0	2.326	*.119*	–	*.699*

DF/PF: dorsiflexion (+) / plantar flexion (–), I/E: inversion (+) / eversion (–), ROM: range of motion
*Indicates statistically significant difference between start stance types

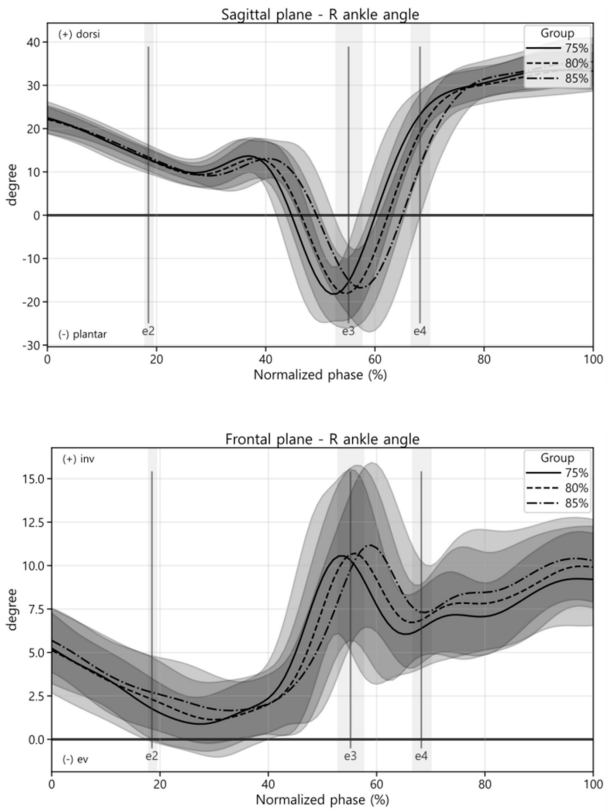

Figure 6. Pattern of ankle joint angles, (Top) dorsiflexion (+) and plantar flexion (–) angle, (Bottom) inversion (+) and eversion (–) angle.

간의 수평거리를 비교한 결과, 대부분의 구간(E1-E4)에서는 중량 간 차이가 없었으나, 마지막 받는 순간(E5)에서는 85%가 80%에 비해 BOS-COM 및 BOS-Bar 간의 수평거리가 크게 나타났다. 이것은 중량이 증가하더라도 신체중심과 바벨 간의 상대적 정렬(COM-bar alignment)은 유지되지만, 가장 불안정한 받기 구간(E5)에서만 기저면 기준으로 미세한 흔들림이 증가한다는 점을 보여준다. 또한, 숙련된 선수일수록 중량 증가에도 일정한 기술 패턴을 유지한다고 보고한 연구(Moon et al., 2006)와 유사하게 바벨과 신체 정렬을 유지하기 위한 상체 고정 전략이 존재하며, 여자 선수의 경우 바벨을 신체중심에 가깝게 유지시키는 능력이 인상 기록을 결정하는 핵심 요인이라 판단된다(Moon, 2005). 그러나 최대 중량 시도에서 비이상적 바벨 궤적 증가가 실패 요인이라고 보고하였던 연구(Hoover et al., 2006)와 다르게, 85% 수준의 중량에서도 COM-bar 정렬이 유지되었다는 점에서, 본 연구의 대상자인 대학 엘리트 여자 선수들은 아직 기술적 여유가 있는 범위(technical buffer zone) 안에서 중량을 수행하고 있었음을 시사한다. 중량 증가가 바벨 궤적 변화와 흔들림을 유발한다고 보고한 연구(Gourgoulis et al., 2009; Harbili, 2012; Mastalerz et al., 2019)와 비교하여, 본 연구 결과는 중량 증가에 따른 불안정성의 주요 원인이 COM-bar 관계의 붕괴가 아닌, BOS 기준에서의 미세 조정 과정이라는 점을 새롭게 보여준다. 따라서 중량 증가에 따른 BOS-COM-bar 수평거리에 차이가 있을 것이라는 첫 번째 가설은 부분적으로 수용되었다.

다음으로, 중량 증가에 따른 몸통분절의 굴곡/신전각과 가동범위를 비교한 결과, E3와 E4에서 85%가 80%와 75%보다 크게 나타나 중량이 증가할수록 몸통이 더 신전된 자세를 취하는 것으로 확인되었다. 특히 제2당김(P2)과 받기 구간(P4)에서는 85%>80%>75% 순으로 가동범위가 크게 나타났으나, 턴 오버 구간(P3)에서는 반대로 75%>80%>85% 순으로 감소하였다. 이것은 중량이 증가할수록 턴 오버 구간(P3)에서 몸통의 움직임을 의도적으로 감소시켜 불필요한 흔들림을 억제하는 가동범위 억제 전략을 사용하고, 바벨이 가장 큰 힘을 받는 제2당김(P2)과 받기 구간(P4)에서만 필요한 움직임을 집중적으로 사용하는 기술적 보상 전략을 보여준다. 특히, 중량이 증가함에도 대퇴직근·대퇴이두근·비복근 등의 근 길이 변화는 없었으나 근 신장·수축 속도가 급격히 증가한다고 보고되었던 연구(Moon & Moon, 2017)를 통해 알 수 있듯이, 동일한 기술 수행 시 고중량에서는 근 수축 속도를 조절하기 위하여 몸통 움직임을 최소한으로 제한하는 것으로 판단할 수 있으며, 제1, 2당김(first pull & second pull) 구간에서 힘과 파워가 상대적으로 부족한 여자 선수가 이를 보완하기 위해 몸통과 바벨의 정렬 유지가 더욱 중요하다고 강조한 연구(Gourgoulis et al., 2009; Harbili, 2012)도 본 연구 결과를 뒷받침한다. 따라서 중량 증가에 따른 몸통분절 움직임에서 차이가 있을 것이라는 두 번째 가설은 수용되었다.

하지관절각의 변화를 살펴보면, 엉덩관절과 무릎무릎, 발목관절에서 다양한 양상이 관찰되었는데, 우선, 엉덩관절 굴곡/신전각에서는 바벨이 최대 수직 높이인 순간(E4)에서 75%>80%>85% 순으로 크게 나타나, 중량이 증가할수록 상대적으로 덜 굴곡된, 즉 더 "펴진" 자세에서 바벨을 통과시키는 것으로 나타났다. 또한, 굴곡/신전 가동범위에서는 턴 오버 구간(P3)에서 75%>80%>85% 순으로 가벼운 중량에서 크게 나타났으나 받기 구간(P4)에서는 반대로 80%와 85%가 75%보다 크게 나타남에 따라 중량이 증가할수록 내려 받을 때 엉덩관절 움직임이 증가하였다. 무릎관절과 발목관절에서도 유사하게 나타났는데, 무릎관절은 E5에서 85%에서 가장 큰 굴곡각을 보였고, 가동범위도 받기 구간(P4)에서 85%가 75%보다 크게 나타났으며, 발목관절 가동범위도 턴 오버 구간(P3)에서 75%>85%, 받기 구간(P4)에서 85%>75%, 80%로 나타남에 따라 가벼운 중량에서는 내려 받기 전 턴 오버 구간에서 고중량에서는 마지막 내려 받기 구간에서 가동범위를 크게 사용하는 패턴이 공통적으로 확인되었다. 이것은 중량이 증가

할수록 하지관절 전체가 턴 오버 구간(P3)에서 움직임을 줄여 바벨과 신체중심의 불필요한 동요를 억제하고(Moon, 2005; Moon et al., 2006), 마지막 받기 구간(P4)에서 상대적으로 큰 가동범위를 활용하여 자세를 보정·안정시키는 전략을 사용한다는 점에서 의미가 있다. 이것은 고중량에서는 바벨을 안정적으로 받기 위해 더 큰 무릎굴곡을 활용하여 충격을 흡수하고 BOS 내부에서 균형을 확보해야 한다는 연구(Hoover et al., 2006)를 통해 알 수 있듯이, 여자 선수의 경우 제한된 파워 조건에서 관절 가동범위의 사용 시점과 분배를 조절하는 기술적 적응이 중요함을 시사한다. 따라서 중량 증가에 따라 하지관절 움직임에서 차이가 있을 것이라는 세 번째 가설은 부분적으로 수용되었다.

위 내용을 종합하면, 본 연구의 대학 엘리트 여자 선수들은 75-85% 중량 범위에서 전 구간 동안 COM-Bar 정렬을 안정적으로 유지하면서, 중량 증가에 따라 발생하는 불안정성을 몸통분절과 하지관절의 가동범위 사용 시점(time allocation)을 조절하는 전략을 사용하였다. 특히 고중량에서는 턴 오버 구간(P3)에서의 불필요한 움직임을 억제하고, 제2당김 구간(P2)과 받기 구간(P4)에서 가동범위를 집중적으로 사용하는 전략이 관찰되었다. 따라서 지도 현장에서는 여자 선수의 중량 증가 실패를 단순히 근력 부족으로 해석하기보다, 시·공간적 ROM 배분 전략, 중량별 안정성 조절 패턴, BOS-COM-Bar 정렬 유지 능력 등을 종합적으로 개선하는 방향으로 접근할 필요가 있다. 향후 연구에서는 90-100% 중량 영역에서의 동작 안정성, 성공·실패 비교, 지면반력과 관절모멘트, 근활성도(EMG)를 포함한 통합 분석이 요구되며, 남녀 선수 비교 및 기술 수준별 분석을 통해 이러한 중량별 적응 전략이 경기력 수준에 미치는 영향을 규명할 필요가 있다.

CONCLUSION

본 연구에서는 대학 엘리트 여자 역도 선수를 대상으로 인상 동작에서 중량 증가(75%, 80%, 85% 1RM)에 따른 자세 안정성과 주요 관절각 변화를 비교하였다. 그 결과, 75-85% 중량에서는 전 구간에서 COM-Bar 정렬이 유지되는 가운데, 중량 증가에 따른 불안정성은 주로 마지막 받기 순간(E5)에서 BOS-COM 및 BOS-Bar 간 수평거리의 증가 형태로 나타났다. 또한, 몸통과 하지관절의 움직임 양상을 살펴본 결과, 중량이 증가할수록 턴 오버 구간(P3)에서는 몸통과 하지의 가동범위를 줄여 불필요한 동요를 억제하고, 제2당김(P2)과 받기 구간(P4)에서는 오히려 가동범위를 크게 활용하여 바벨 통과 및 자세 안정성을 보완하는 전략이 공통적으로 나타났다. 이것은 여자 엘리트 선수들이 비교적 높은 중량에서도 바벨과 신체의 상대적 정렬을 유지할 수 있는 기술적 여유를 지니고 있지만, 받기 구간에서 기저면 기준의 미세한 재정렬이 요구됨을 의미하며, 중량 증가에 따른 실패를 단순한 근력 부족의 문제가 아니라, 관절별 가동범위의 시·공간적 배분과 BOS-COM-Bar 정렬 조절 능력의 문제로 접근할 필요가 있음을 시사한다. 따라서 여자 역도 선수의 인상 기술 지도에서는 중량별 가동범위 사용 시점과 크기, 그리고 받기 구간에서의 안정성 조절 전략을 체계적으로 훈련하는 것이 중요할 것이다.

REFERENCES

Gourgoulis, V., Aggeloussis, N., Garas, A. & Mavromatis, G. (2009). Unsuccessful vs. successful performance in snatch lifts: a kinematic approach. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *23*(2), 486-494.

Hamill, J. & Ryu, J. S. (2003). *Experiment in Sport Biomechanics:* Daehanmedia.

Harbili, E. (2012). A gender-based kinematic and kinetic analysis of the snatch lift in elite weightlifters in 69-kg category. *Journal of Sports Science & Medicine*, *11*(1), 162.

Hoover, D. L., Carlson, K. M., Christensen, B. K. & Zebas, C. J. (2006). Biomechanical analysis of women weightlifters during the snatch. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *20*(3), 627-633.

Kipp, K. & Harris, C. (2014). Patterns of barbell acceleration during the snatch in weightlifting competition. *Journal of Sports Sciences*, *33*(14), 1467-1471.

Korkmaz, S. & Harbili, E. (2015). Biomechanical analysis of the snatch technique in junior elite female weightlifters. *Journal of Sports Sciences*, *34*(11), 1088-1093.

Liu, G., Zhu, H., Ma, J., Pan, H., Pan, X., Zhang, Y., Hu, T., Fekete, G., Guo, H. & Liang, M. (2022). A biomechanical study on failed snatch based on the human and bar combination barycenter. *Applied Bionics and Biomechanics*, *2022*(1), 9279638.

Mastalerz, A., Szyszka, P., Grantham, W. & Sadowski, J. (2019). Biomechanical analysis of successful and unsuccessful snatch lifts in elite female weightlifters. *Journal of Human Kinetics*, *68*(1), 69-79.

Moon, Y. J. (2005). Determination of performance determinant factors in snatch weightlifting. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *15*(2), 21-30.

Moon, Y. J., Lee, J. & Lim, B. (2006). The research on EMG tendency following increasing record in snatch weightlifting. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *16*(4), 1-12.

Moon, Y. J. & Moon, J. H. (2017). Changes in muscle length

and contraction velocity of the lower extremities according to weight increase during the snatch lift. *Korean Journal of Sport Science*, *28*(1), 250-257.

Nagao, H., Huang, Z. & Kubo, Y. (2020). Biomechanical comparison of successful snatch and unsuccessful frontward barbell drop in world-class male weightlifters. *Sports Biomechanics*, *22*(9), 1120-1135.

Nagao, H., Kubo, Y., Tsuno, T., Kurosaka, S. & Muto, M. (2019). A biomechanical comparison of successful and unsuccessful snatch attempts among elite male weightlifters. *Sports*, *7*(6), 151.

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human movement*. Fourth edition.