

The Changes in Length and Contraction Velocity of Lower Extremity Muscles with Increasing Weight during Snatch

Young-Jin Moon & Je-Heon Moon*

Korea Institute of Sport Science

[Purpose] The purpose of this study was to identify the lower extremity muscles length change according to the increase of the weight during snatch. Also, through the muscle contraction velocity analysis, it is necessary to identify muscles that require rapid muscle contraction. **[Methods]** The subjects were 10 national weight-lifters. Their mean age was 29 ± 3.84 yrs, body weight 71.3 ± 16.04 kg, height 1.63 ± 0.07 m, and the highest recorded height 128 ± 36.30 kg. Experiments were performed during the snatch to 70%, 80%, and 90% of the individual highest records. The analysis variables were the lower extremity angle, angular velocity, muscle length and muscle contraction velocity and were calculated by biomechanical modeling. Statistical analysis was performed with a repeated measure with one-way ANOVA to analyze the difference between the increase weight (70%, 80%, 90% of peak) and the dependent variable (angel, angular velocity, muscle length and muscle contraction velocity). **[Results]** According to the results of the study, there was no statistical difference in angle, angular velocity and muscle length with increasing weight. However, in the comparison of the muscle length, muscle length of the vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris, rectus femoris were statistically higher than other muscles. Also muscle contraction velocity of the rectus femoris, biceps femoris, vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris were statistically higher than other muscles. **[Conclusion]** In the snatch, the dominant muscles were the muscles around the femur, and the co-contraction of biceps femoris and great adductor muscles would contribute to improve the performance.

Key words: Snatch, Biomechanical modeling, Muscle length, Muscle contraction velocity 

서론

역도 인상 종목은 무거운 중량을 순식간에 들어 올릴 수 있는 파워와 안정적인 앉아받기 동작을 수행해야 하기 때문에 강한 하지근력과 정교한 기술이 요구된다 (Moon, 2014). 이를 위해서 근 단면적 증가와 함께 내·외부 근육의 협응능력을 향상시킬 수 있는 동작 중심

의 훈련이 효과적이라 할 수 있다(Fleck & Kraemer, 2014). 효과적인 훈련을 수행하기 위해서는 해당 종목에서 요구되는 주동근과 근 활성 정도에 관한 정보가 필요하다. Moon et al. (2006)은 역도 남자 국가대표 3명을 대상으로 인상동작 시 근 활성도를 측정하여 하지 근육의 주동근을 대퇴사두근, 내측광근, 대퇴이두근, 반건양근, 반막양근, 비복근으로 제시하였다. 또한 인상 동작과 유사한 스쿼트 동작에서도 대퇴사두근, 외측광근, 대퇴이두근, 비복근을 주동근으로 정의하였다 (Escamilla, 2001; Longpré et al., 2015). 하지만 풀 스쿼트 동작이 일어나는 구간에서는 보조근에 해당하

논문 투고일: 2016. 11. 29.

논문 수정일: 2016. 12. 13.

게재 확정일: 2017. 03. 02.

* 교신저자: 문제현 (moonjeheon@snu.ac.kr).

는 대둔근 활성도가 주동근인 대퇴직근, 내측광근 보다 높게 나타났기 때문에 보조근에 대한 정밀한 분석이 필요하다(Caterisano et al., 2012). 역도 인상 동작은 매우 짧은 시간에 수행되지만 그 내부에는 수많은 근육이 활용되는 고난이도의 기술이라 할 수 있다. 또한 주동근 강화뿐만 아니라 보조근에 해당하는 세부근육 강화에도 중점을 두어야 한다는 보고가 있다(Moon, 2010). 보조근은 잘못 수행된 동작에 대한 제어와 미세한 조절을 가능하게 하여 성공적인 기술을 수행하는데 매우 중요한 역할을 한다(Park et al., 2008). 따라서 세부근육에 해당하는 보조근에 대한 정보를 제공한다면 경기력 향상에 기여할 수 있을 것이다. 보조근은 주동근과 함께 발현하여 협력하는 세부근육으로 인상 동작에서는 대둔근, 외측광근, 박근 등이 하지근육의 보조근으로 분류되고 있다(Moon et al., 2006). 하지만 세부근육의 경우 근전도 측정이 용이하지 않아 생체역학 모델링을 활용한 시뮬레이션 분석을 통하여 변화 양상을 추정해야 한다(Delp & Loan, 1995; 2000). 이 방법은 동작분석을 통하여 획득한 정보를 기반으로 각 근육별 등척성 수축 한계치, 길이, 우모각, 최대 수축 속도, 건이 신장되는 길이 요인을 근육의 힘-길이, 힘-속도 등의 곡선에 대입하여 추정하는 것이다(Delp & Loan, 2000). 이렇게 얻어진 정보는 근전도 측정에 의하여 확인할 수 없는 보조근의 활동 양상을 추정할 수 있고 주로 동원된 근육을 정량적으로 파악할 수 있기 때문에 역도 경기력 향상을 위한 훈련 방향 설정에 기여할 수 있을 것이다. 따라서 본 연구의 목적은 역도 인상동작 시 중량 증가와 근 길이 변화를 관찰하여 하지 주동근을 확인하고 근 수축 속도를 분석을 통하여 빠른 근 수축이 필요한 근육을 밝히는 것이다.

연구방법

연구대상

본 연구의 연구대상자는 국가대표 역도선수 10명으로 이들의 평균 연령은 29 ± 3.84 yrs, 체중 71.3 ± 16.04

Table 1. Subject information (n=10)

Age (yrs)	Mass (kg)	Height (m)	Record (kg)
29.0 ± 3.84	71.3 ± 16.04	1.63 ± 0.07	128.0 ± 36.30

kg, 신장 1.63 ± 0.07 m, 인상 최고기록 128 ± 36.30 kg이다(Table 1). 연구대상자들은 과거 6개월 동안 근 골격계에 병적인 이상이나 부상 경험이 없는 선수들로 구성하였다. 모든 연구대상자들에게는 연구의 목적과 절차를 기술한 안내문을 제공하였고 연구 참여 동의서에 서명한 후 자발적으로 본 연구에 참여하였다.

실험절차

실험은 서울시 노원구 소재 운동역학실험실에서 진행하였다. 모든 실험은 동일한 시간대(오전 10-12시, 오후 14-16시)에 실시하였으며, 온도는 실험실 내 공조기를 활용하여 23°C 로 설정하였다. 연구의 목적과 실험절차에 대한 안내를 받은 연구대상자는 신체조건에 맞는 동일한 실험복을 착용한 후 주요 관절과 분절에 반사마커를 부착하였다. 동작분석에 필요한 반사마커는 신체 주요 관절에 부착하는 관절 마커(joint marker)와 분절(segment)에 3개 이상 부착하는 추적 마커(trjectory marker)로 구성하였다(Cappozzo et al., 2007; Collins et al., 2009). 실험 준비가 끝난 후 본 실험에서 발생할 수 있는 부상을 최소화하기 위하여 충분한 스트레칭과 낮은 바벨 중량으로 준비할 수 있는 시간(1시간 이상)을 제공하였다. 반사마커의 위치 정보를 획득하기 위한 장비로는 적외선카메라 12대 (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA)를 사용하였다. 본 실험에 참여할 준비가 된 선수들은 인체관절중심점을 추정하기 위한 static 촬영을 5초 동안 실시하였다. 이때 연구자는 연구대상자들에게 촬영이 진행되는 동안 해부학적 자세를 취한 후 움직이지 않도록 요구하였다. 이후 관절 내측에 부착한 좌우 팔꿈치, 손목, 무릎, 발목 반사마커 8개를 제거하였다. 본 실험인 역도 인상 동작은 2대의 지면반력 측정기(Kistler Type 9287BA, Switzerland) 위에서 진행하였다. 바벨 중량은 연구대상자별 인상 최고기록의 70, 80, 90 %로

Table 2. Mean±SD of muscle length used for normalization

(n=10, unit: cm)

Muscles	AM	GR	BF	RF	VM	VL	GA	TA
Mean±SD	44.7±2.1	43.4±2.7	41.3±2.3	41.0±1.9	16.6±1.1	19.3±1.2	40.5±2.8	29.1±2.1

정하였으며, 선수와 지도자가 바람직한 동작이 수행되었다고 판단한 자료만 분석에 사용하였다. 실험 동작 진행 순서는 부상 방지를 위하여 바벨 중량이 점진적으로 증가할 수 있도록 하였고 체력 차이에서 발생하는 영향을 배제하기 위하여 각 시도 간 5분 동안의 휴식시간을 제공하였다(Whitting et al., 2016).

자료 분석

측정 시 포함된 노이즈(skin movement)를 제거하기 위해 위치좌표는 butterworth 4th order lowpass filter cut-off frequency 4 Hz의 필터링을 적용하였다(Hadi et al., 2012; Whitting et al., 2016). 지면반력 측정기로 획득한 신호는 butterworth 4th order lowpass filter cut-off frequency 50 Hz의 필터링을 적용하였다(Whitting et al., 2016). 이와 같이 정류화 된 데이터는 하지관절의 각도 산출 및 생체역학 모델링의 기초자료로 사용되었다. 개별 근육의 길이와 수축 속도를 산출하기 위해 사용한 모델은 SIMM (ver. 4.2.1, Musculographics Inc., Santa Rosa, CA, USA)에서 제공하는 full-body model로 86개의 자유도와 117개의 관절로 구성되었으며, 344개의 근육-건에 대한 정보를 정량적으로 분석할 수 있다. 이 정량적 정보는 연구대상자의 신체정보를 스케일링(scaling) 후 생성된 모델에 동작을 대입하여 개별 근육에 대한 추정치로 제공되며 모델에 대한 신뢰로는 검증되었다(Delp & Loan, 1995; 2000). 본 연구에서 분석에 사용한 변인은 근-건 복합체(Muscle-tendon complex) 정의되는 근육의 길이로 대내전근(AM, Adductor Magnus), 박근(GR, Gracilis), 대퇴이두근(BF, Biceps femoris), 대퇴직근(RF, Rectus femoris), 내측광근(VM, Vastus medialis), 외측광근(VL, Vastus lateralis), 비복근(GA, Gastrocnemius), 전경골근(TA, Tibialis anterior)을 대상으로 하였다. 산출된 근육의 길이는 신장에 따른 차이를 배제한 변화를 분석

하기 위하여 근육별 static 촬영 시 획득한 근육 길이로 표준화하였다(Table 2). 근 수축 속도는 근육별 길이 변화 원 자료를 시간으로 미분하여 산출하였다. 이와 같은 자료 분석에는 Matlab(R2009b, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA)을 활용하였다. 본 연구의 분석 구간은 바벨이 움직이는 순간을 Event 1, 바벨을 받아 받는 순간 Event 2로 정하였다(Fig. 1).

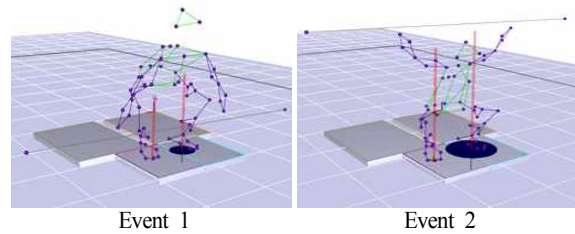


Fig. 1. Definition of events

통계처리

바벨 중량 증가(최고기록의 70%, 80%, 90%)와 근육에 따른 종속변인(하지근육의 길이, 수축 속도)의 차이를 분석하기 위하여 반복측정 이원분산분석(repeated measure with one-way ANOVA)을 실시하였다. 통계적으로 유의한 차이가 나타난 경우 사후분석으로 대응표본 차이검증 (paired t-test)을 수행하였으며, 중량 간 유의수준은 $\alpha = .017$, 근육별 유의수준은 $\alpha = .001$ 로 설정하였다. 모든 통계처리는 SPSS 16.0(SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 사용하였다.

연구결과

중량 증가와 각도 및 각속도 차이

중량 증가와 각도 이동범위 및 최대 신전 각속도에 따른

Table 3. Mean±SD and repeated measure with one-way ANOVA result of the joints angle and angular velocity according to the barbell mass increase and muscles

Variables	70%	80%	90%	Post hoc (paired t-test)
Hip angle (deg)	136.7±19.43	145.7±14.29	153.9±14.87	70% load condition
Knee angle (deg)	115.3±18.14	120.8±16.35	134.2±15.79	Hip>Knee>Ankle
Ankle angle (deg)	42.77±4.169	36.28±12.95	68.12±53.08	90% load condition Hip>Knee>Ankle
Hip angular velocity (deg/sec)	465.5±108.5	415.6±49.23	419.3±46.52	70% load condition Hip>Knee, Hip>Ankle
Knee angular velocity (deg/sec)	278.2±47.78	286.4±65.81	284.5±17.36	80% load condition Hip>Knee, Hip>Ankle
Ankle angular velocity (deg/sec)	301.7±50.71	252.8±122.3	290.3±37.09	90% load condition Hip>Knee, Hip>Ankle

Table 4. Mean±SD and repeated measure with one-way ANOVA result of muscle length ROM according to the barbell mass increase and muscles (unit: %length)

Muscle	70%	80%	90%	Post hoc (paired t-test)
AM	15.79±1.69	15.52±1.64	16.96±3.51	70% load condition GA, GR < TA, AM < BF, RF < VL < VM
GR	8.05±2.61	8.08±2.77	10.55±5.79	
BF	16.42±3.09	16.76±3.21	19.93±4.26	
RF	15.03±2.48	15.25±3.30	18.31±4.63	80% load condition
VM	39.90±3.55	37.78±7.00	41.07±6.30	GA < GR < TA < RF < AM < BF < VL < VM
VL	33.14±2.99	31.36±5.89	34.17±5.50	90% load condition GA < GR < TA < AM < RF < BF < VL < VM
GA	6.57±2.81	5.67±1.75	7.14±3.45	
TA	13.59±2.50	12.69±3.34	15.05±4.78	

차이를 분석한 반복측정 이원분산분석 결과는 <Table 3>로 제시하였다. 하지관절의 각도 이동범위의 경우 중량 증가에 따른 차이는 나타나지 않았다. 하지만 변인 간 분석에서는 70%, 90% 중량에서 통계적으로 의미 있는 차이를 보였으며, 고관절의 각도 이동범위가 가장 높았고 무릎관절, 발목관절 순으로 나타났다($p<.017$).

최대 신전 각속도에서도 중량 증가에 따른 통계적인 차이는 나타나지 않았다. 하지만 변인 간 차이에서도 70%, 80%, 90%에 해당하는 모든 중량에서 통계적으로 의미 있는 차이를 보였으며, 고관절의 최대 신전 각속도는 무릎관절과 발목관절 보다 높은 결과로 나타났다($p<.017$).

중량 증가와 근육별 길이 차이

중량 증가와 근육별 길이 차이를 분석한 반복측정 이

원분산분석 결과는 <Table 4>에 제시하였다. 그 결과 중량 증가에 따른 근육 길이 변화의 통계적인 차이는 나타나지 않았다. 하지만 근육 간 차이 분석 결과에서는 최고기록의 70%, 80%, 90% 중량 모두 통계적인 차이를 보였다. 70% 중량의 길이 변화는 내측광근, 외측광근, 대퇴직근, 대퇴이두근, 대내전근, 전경골근, 박근, 비복근 순으로 나타났다($p<.001$). 80% 중량의 근육 길이 변화는 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근, 대내전근, 대퇴직근, 전경골근, 박근, 비복근 순으로 나타났다($p<.001$). 90% 중량의 근육 길이 변화는 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근, 대퇴직근, 대내전근, 전경골근, 박근, 비복근 순으로 나타났다($p<.001$).

중량 증가와 근육별 수축 속도 차이

중량 증가와 근육별 수축 속도 차이를 분석한 반복측

Table 5. Mean±SD and repeated measure with one-way ANOVA result of maximum muscle contraction velocity according to the barbell mass increase and muscles (unit: cm/sec)

Muscle	70%	80%	90%	Post hoc (paired t-test)
AM	59.37±10.95	58.01±10.49	60.92±13.94	70% load condition GA, GR, TA < AM < BF < VL, VM, RF
GR	44.83±8.318	41.69±10.08	48.06±12.08	
BF	62.86±13.99	52.92±13.67	67.23±14.46	
RF	75.90±11.54	69.48±15.15	77.37±9.161	80% load condition GA, GR < TA, BF, AM < VL < VM < RF
VM	68.42±10.27	63.00±15.73	63.43±12.00	
VL	68.32±10.38	62.79±16.06	63.29±12.25	90% load condition GA, GR < TA, AM < VL VM < BF < RF
GA	48.11±17.84	39.70±14.37	44.27±15.87	
TA	57.68±9.354	50.43±13.74	53.09±8.480	

정 이원분산분석 결과는 <Table 5>에 제시하였다. 그 결과 중량 증가에 따른 근육 길이 변화의 통계적인 차이는 나타나지 않았다. 하지만 근 수축 속도 간 차이 분석 결과에서는 최고기록의 70%, 80%, 90% 중량 모두 통계적인 차이를 보였다. 70% 중량에서는 대퇴직근, 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근, 대내전근, 전공골근, 박근, 비복근 순으로 나타났다($p < .001$). 80% 중량의 근육 길이 변화는 대퇴직근, 내측광근, 외측광근, 대내전근, 대퇴이두근, 전공골근, 박근, 비복근 순으로 나타났다($p < .001$). 90% 중량의 근육 길이 변화는 대퇴직근, 대퇴이두근, 내측광근, 외측광근, 대내전근, 전경골근, 박근, 비복근 순으로 나타났다($p < .001$).

논 의

본 연구에서는 생체역학 모델링 기법을 활용하여 중량 증가에 따른 개별근육의 길이 변화와 근 수축 속도를 확인하였는데 두 요인 모두 통계적으로 의미 있는 차이를 보이지 않았다. 또한 하지관절의 각도 이동범위 및 최대 신전 각속도에서 중량 증가에 따른 차이를 확인할 수 없었다. 이러한 결과를 Moon (2015)은 국가대표 선수들과 같이 대체적으로 일정하고 정확한 인상 기술을 구사하기 때문에 중량 증가에 따른 동작 변화가 없고 특히, 무릎관절의 모멘트, 전단력과 같은 운동역학적 요인에서도 차이를 발견할 수 없었다고 해석하여 선행연구와 유사한 결과를 확인하였다.

역도 동작에서 하지근육의 주동근은 대퇴사두근, 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근, 반건양근, 반막양근, 비복근으로 제시하였다(Moon et al., 2006; Longpré et al., 2015). 또한 스쿼트 동작에서도 이와 유사한 근활성도 패턴을 보여 고관절, 무릎관절, 발목관절 주변 근육을 강화하는데 매우 효과적인 운동이라 보고하였고 기존 연구들에서는 주동근 중심의 훈련을 강조하였다(Escamilla, 2001). 본 연구에서 분석한 근육 길이 변화 결과에 의하면 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근, 대퇴직근으로 구성되는 대퇴 주변 근육은 역도 인상 동작 시 주동근으로 판단되나 비복근의 경우 큰 길이 변화가 없었다. 이러한 원인은 고관절 이동범위가 발목관절 보다 높은 결과임을 알 수 있으며 <Table 3>와 <Fig. 2>에 제시한 바와 같다. 또한 라스트 풀에서의 비복근에 의한 저축굴곡 보다는 동작 초기 무릎관절 주변에서 발생시키는 폭발적인 파워에 의존하는 경향을 보였으나 바벨을 보다 상승시켜 안정적인 앉아받기 동작을 수행하기 위해서는 라스트 풀 시 비복근을 활용하여 발목관절을 저축굴곡 시킬 수 있는 파워를 향상시킬 필요가 있다. 근전도 측정으로 확인할 수 없었던 대내전근, 박근의 길이 변화가 비교적 높은 결과로 나타났다. Kanehisa & Fukunaga(1999)의 연구에 의하면 이들 근육의 역할은 대퇴의 내전과 굴곡에 기여하는 근육으로 역도 트레닝 시 대퇴 내전근계 근육을 강화할 필요가 있을 것으로 사료된다.

기존 선행연구들은 중량 증가에 따른 근활성도 패턴의 변화 (Moon et al., 2006; Park et al., 2008),

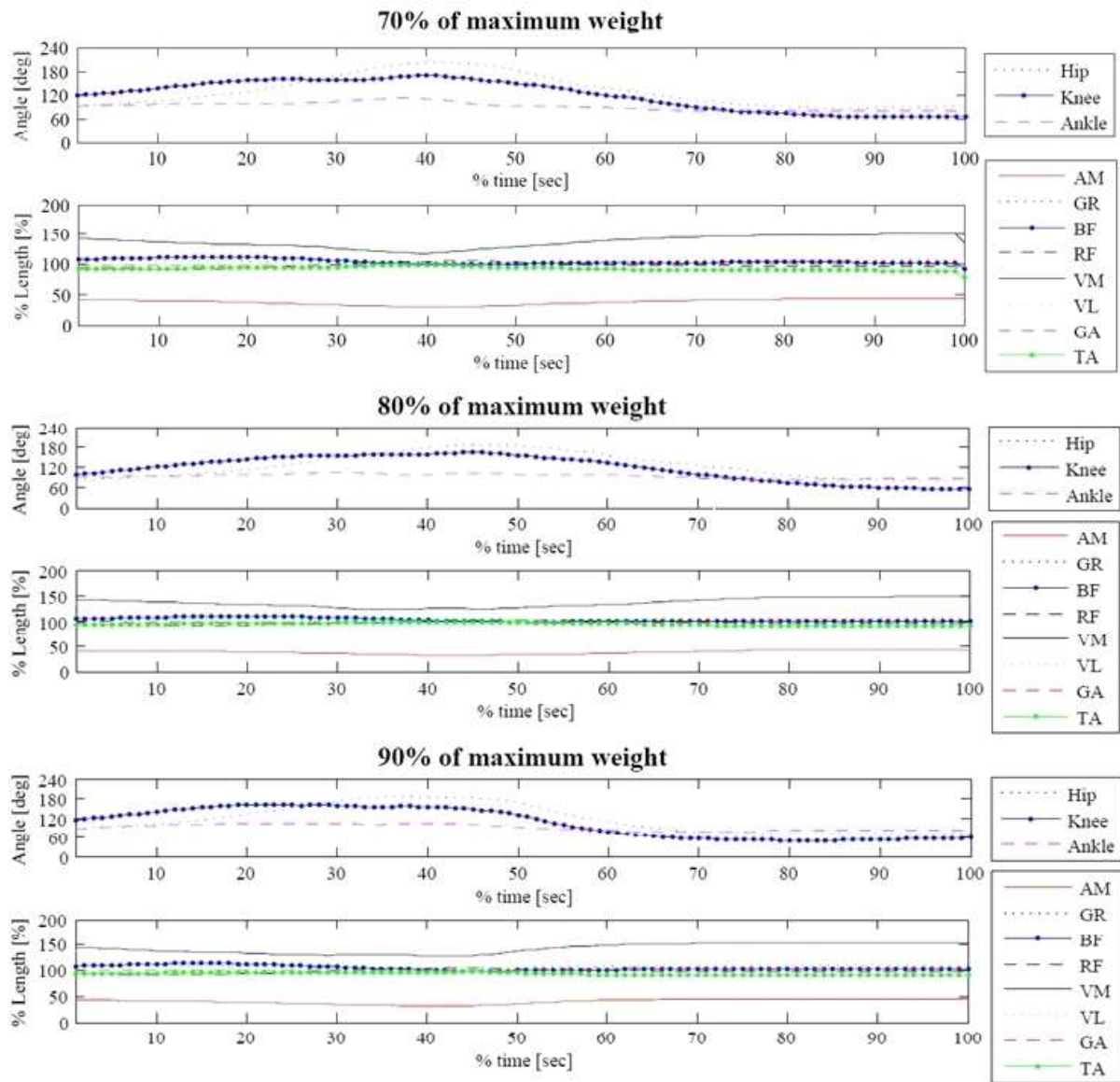


Fig. 2. Joint angle and muscle length change according to the barbell mass increase

역도 훈련을 평가하기 위한 근육별 근 활성화도 정량화 하는 등 기초자료를 제시하였다(Park et al., 2008). 하지만 이들 연구에서는 일정한 구간 내에서 근 활성화도의 크기와 면적으로 평가하기 때문에 측정 근육의 동원 여부는 알 수 있으나 파위가 필요한 근육은 파악할 수 없다는 한계가 있다. 따라서 본 연구에서는 Delp & Loan(2000) 제안한 생체역학 모델링을 활용하여 근 수축 속도를 산

출하였으며, 그 결과 대퇴직근이 가장 높은 근 수축 속도를 내야하는 근육임을 확인하였다. 또한 70%와 80% 중량에서는 내측광근과 외측광근의 근 수축 속도가 높은 반면에 90% 중량에서는 대퇴사두근의 근 수축 속도가 증가한 결과로 나타났다. 이 결과는 중량이 증면서 바벨을 수직 상방으로 들어올리기 위해 대퇴사두근의 빠른 근수축과 함께 대퇴이두근을 동원한 결과로 해석할 수

있다. 하지만 상체 근육은 본 연구에서 분석하지 않았다는 한계가 있으므로 추후 이와 유사한 연구 수행 시 고려되어야 할 것이다.

결론 및 제언

본 연구의 목적은 역도 인상동작 시 중량 증가와 근 길이 변화를 관찰하여 주동근을 확인하고 근 수축 속도를 분석을 통하여 빠른 근 수축이 필요한 근육을 규명하기 위하여 수행하였다. 본 연구의 결과와 선행연구 고찰을 통하여 얻은 결론은 다음과 같다.

첫째, 중량이 증가하여도 무릎관절과 발목관절 각도의 이동범위, 최대 신전 각속도는 증가하지 않았다. 이러한 결과는 국가대표 선수들의 경우 개인기록 보다 낮은 중량의 경우 정확한 인상 기술을 구사하여 동작 차이가 없었던 이유로 판단된다.

둘째, 생체역학 모델링에 의한 근육 길이 변화 분석 결과 중량 증가에 따른 차이는 나타나지 않았다. 하지만 근육 간 길이 비교에서는 대퇴 근육에 해당하는 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근, 대퇴직근의 길이 차이가 다른 근육 길이 차이 보다 높았기 때문에 이들 근육이 주동근이라 판단된다. 이 결과는 기존 선행연구에서 제시한 대퇴사두근, 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근, 반건양근 등과 유사하다(Moon et al., 2006; Longpré et al., 2015). 또한 대퇴 굴곡과 내전에 기여하는 대내전근의 길이 변화도 높은 결과로 나타났기 때문에 내전근계 근육을 강화하는 훈련이 필요하다.

셋째, 인상 동작 시 빠르게 동원되어야 하는 근육을 확인하기 위해 수행한 근 수축 속도 분석한 결과 대퇴직근, 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근이 그 대상으로 나타났다. 특히, 90% 중량에서는 대퇴이두근의 수축 속도가 대퇴직근 다음으로 높은 결과로 나타났는데 이 결과는 중량이 증면서 대퇴 주변 근육과 함께 고관절을 신전시키기 위한 대퇴이두근의 빠른 근 수축을 동원한 결과로 판단된다. 마지막으로 본 연구에서는 자료의 신뢰도를 고려하여 하지 근육을 대상으로 분석을 하였다. 따라서 추후 이와 유사한 연구를 수행 시 상체 근육을 포함한 연구가 진행되길 기대한다.

참고문헌

- Cappozzo, A., Cappello, A., Croce, U. D., & Pensalfini, F. (1997). Surface-Marker Cluster Design for 3-D Bone Movement Reconstruction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44(12), 1165-1174.
- Caterisano, A., Moss, R. E., Pellingier, T. K., Woodruff, K., Lewis, V. C., Booth, W., & Khadra, T. (2002). The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 16(3), 428-432.
- Collins, T. D., Ghoussayni, S. N., Ewins, D. J., & Kent, J. A. (2009). A six degrees-of-freedom marker set for gait analysis: repeatability and comparison with a modified Helen Hayes set. *Gait & posture*, 30(2), 173-180.
- Delp, S. L., & Loan, J. P. (1995). A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. *Computers in biology and medicine*, 25(1), 21-34.
- Delp, S. L., & Loan, J. P. (2000). A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement. *Computing in Science & Engineering*, 2(5), 46-55.
- Escamilla, R. F. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(1), 127-141.
- Fleck, S. J., & Kraemer, W. (2014). *Designing Resistance Training Programs*, 4E. Human Kinetics.
- Hadi, G., AkkuS, H., & Harbili, E. (2012). Three-dimensional kinematic analysis of the snatch technique for lifting different barbell weights. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(6), 1568-1576.
- Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (1999). Velocity associated characteristics of force production in college weight lifters. *British journal of sports medicine*, 33(2), 113-116.
- Longpré, H. S., Acker, S. M., & Maly, M. R. (2015). Muscle activation and knee biomechanics during squatting and lunging after lower extremity fatigue in healthy young women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(1), 40-46.
- Moon, Y. J., Lee, S. H., & Lim, B. O. (2006). The research on EMG tendency following increasing record in snatch weightlifting. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 16(4), 1-12.
- Moon, Y. (2010). Analysis of Primary and Core Muscle Activity Using SIMM during Snatch. *Korea Institute of Sport*

- Science, Seoul.
- Moon, Y. (2014). Evaluation of Injury-related Motion and Body Joints during Snatch. *Korea Institute of Sport Science*, Seoul.
- Moon, Y. (2015). Evaluation of Factors Related to Anterior Cruciate Ligament Injuries during Snatch. *Korea Institute of Sport Science*, Seoul.
- Park, I. B., Yeo, N. H., Kim, J. T. (2008). A comparison analysis of EMG according to weight class and increase record of clean and jerk techniques weightlifting in high school female weight lifters. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 18(2), 104-114.
- Park, T. M., Moon, Y. J., Lee, S. H. (2008). Effectiveness verification of assistant training items for improving snatch. *Korea Journal of Sport Science*, 19(3), 162-169.
- Rønnestad, B. R., Holden, G., Samnøy, L. E., & Paulsen, G. (2012). Acute effect of whole-body vibration on power, one-repetition maximum, and muscle activation in power lifters. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(2), 531-539.
- Whitting, J. W., Meir, R. A., Crowley-McHattan, Z. J., & Holding, R. C. (2016). Influence of Footwear Type on Barbell Back Squat Using 50, 70, and 90% of One Repetition Maximum: A Biomechanical Analysis. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 30(4), 1085-1092.

역도 인상 동작 시 중량 증가에 따른 하지근육의 길이 및 수축 속도 변화

문영진 · 문제현 (한국스포츠개발원)

[목적] 본 연구의 목적은 역도 인상동작 시 중량 증가와 하지근육의 길이 변화를 관찰하여 주동근을 확인하고 근 수축 속도를 분석을 통하여 빠른 근 수축이 필요한 근육을 밝히는 것이다. **[방법]** 연구대상자는 국가대표 역도선수 10명으로 이들의 평균 연령은 29 ± 3.84 yrs, 체중 71.3 ± 16.04 kg, 신장 1.63 ± 0.07 m, 인상 최고기록 128 ± 36.30 kg이다. 실험은 개인 최고기록의 70%, 80%, 90% 중량으로 인상 동작을 수행하는 동안 동작분석을 실시하였다. 분석 변인은 근 길이와 근 수축 속도이며 생체역학 모델링에 의하여 산출하였다. 통계처리는 바벨 중량 증가(최고기록의 70%, 80%, 90%)와 근육에 따른 종속변인(하지 각도, 각속도, 근육의 길이, 수축 속도)의 차이를 분석하기 위하여 반복측정 이원분산분석(repeated measure with one-way ANOVA)을 실시하였다. **[결과]** 연구결과에 의하면 중량 증가에 따른 하지 각도 이동범위, 최대 신전 각속도, 근 길이 차이는 나타나지 않았다. 하지만 근육 간 길이 비교에서는 대퇴 근육에 해당하는 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근, 대퇴직근의 길이 차이가 다른 근육 길이 차이 보다 높아 주동근으로 예상된다. 인상 동작 시 빠르게 동원되어야 하는 근육을 확인하기 위해 수행한 근 수축 속도 분석한 결과에 의하면, 대퇴직근, 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근이 그 대상으로 나타났다. **[결론]** 인상동작에서 주동근은 대퇴 주변의 근육이고 대퇴이두근과 대내전근의 동시수축은 경기력 향상에 기여할 것이다.

주요어: 역도 인상, 생체역학 모델링, 근 길이, 근 수축 속도