

Effect of 1-RM Direct Measurement Method on Beginners' Back Squat

1-RM 직접측정법이 초보자의 백스쿼트에 미치는 영향

Jaeho Kim¹, Sukhoon Yoon²

¹Department of Physical Education, Graduate School of Korea National Sport University, Seoul, South Korea

²Department of Community Sport, Korea National Sport University, Seoul, South Korea

Received : 10 December 2022

Revised : 27 December 2022

Accepted : 27 December 2022

Corresponding Author

Sukhoon Yoon

Department of Community Sport,
Korea National Sport University,
1239 Yangjae, Songpa-gu, Seoul,
05541, South Korea

Email : sxy134@knsu.ac.kr

Objective: This study aims to verify effect of 1-RM direct measurement method of back squat on beginners.

Method: Total of 8 healthy adults were recruited for this study (age: 29 ± 3.81 yrs., height: 174 ± 3.83 cm., body mass: 74 ± 11.63 kg., 1RM: 96 ± 19.78 kg). All participants performed the back squat with 80%, 90% and 100% of the pre-measured 1RM. A three-dimensional motion analysis was performed with 8 infrared cameras and 3 channels of EMG were used for this study. One-way ANOVA with repeated measure was used for the statistical analysis with the significant level set to $\alpha=0.05$.

Results: The ankle joint ROM in the transverse plane was significantly increased as the weight increased during the concentric contraction phase 2 ($p < .05$). In addition, the erector spinae and the gluteus maximus, which are synergist for the motion, showed a significant difference according to the increased weight ($p < .05$).

Conclusion: Our results revealed that beginners increase potential dynamic knee valgus as weight increased. Therefore, it is thought that field coaches should pay attention to this to minimize and prevent injuries when measuring 1-RM for beginners.

Keywords: 1-RM, Direct measure, Back squat, Weight training

INTRODUCTION

웨이트 트레이닝(weight training)은 질병을 예방하고 건강을 증진시킬 수 있는 안전하고 효과적인 방법으로써 근육의 비대와 근신경계 활성화와 같은 운동 수행 능력 향상에 많은 도움을 준다고 알려져 있으며(Winett & Carpinelli, 2001; Kraemer, & Ratamess, 2004), 또한 근골격계 질환을 예방하고 부상 발생 시 치료에도 긍정적인 영향을 미친다고 보고되고 있다(Liguori & ACSM, 2020). 현재 수행되고 있는 웨이트 트레이닝 중 사람들에게 가장 많이 사용되고 있는 big 3 운동(벤치프레스, 데드리프트, 스쿼트) 중 스쿼트는 웨이트 트레이닝 프로그램에서 가장 중요하게 사용되는 운동으로써 스포츠 수행 능력을 향상시키고 동시에 부상의 회복력 또한 증가시켜주는 주요 운동 중 하나이다(McLaughlin, Lardner & Dillman 1978; Miletello, Beam & Cooper, 2009; Myer, Brent, Ford & Hewett, 2011). 이러한 스쿼트는 크게 동작 수행 시 적용되는 부하의 위치에 따라 프론트 스쿼트(front squat)와 백스쿼트(back squat)로 나누어지는데 백스쿼트는 바벨에 중량을 추가함으로써 점진적 과부하의 원칙을 적용하여 신체를 중량에 빠르게 적응시키고 훈련의 난이도를 증가시킬 수 있는 장점이 있기

때문에 가장 많이 사용되고 있다(ACSM, 2009). 이러한 백스쿼트는 프론트 스쿼트에 비하여 하지관절의 더 작은 가동범위가 사용되기 때문에 관절 가동성이 좋지 않은 초보자들에게 더욱 쉬운 동작이며 보다 운동의 효율성을 높이기 위해서는 하지관절의 가동성이 중요하다(Diggin et al., 2011). 이 운동은 대표적인 닫힌사슬운동(closed kinetic chain exercise)으로 양쪽 발을 바닥에 고정된 상태에서 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 굽힘과 펴를 반복하는 동작이기 때문에 동작 중 주동근의 역할이 매우 중요하다. 또한 하지관절들의 움직임은 통하여 하지근육군이 동시다발적으로 활성화되는 다관절 운동이기 때문에 주동근의 비대를 유도하고 신전근육들의 근력 또한 향상에 효과적이지만 운동 수행 중 과부하의 경우 협력근의 사용으로 인한 부상의 위험이 증가되므로 주의할 필요가 있다고 보고하고 있다(McKean, Dunn & Burkett, 2010; Clark, Lambert & Hunter, 2012; Bloomquist et al., 2013). 그리고 이 동작은 짧은 시간 동안 체중 지지를 통해 2개 이상의 관절에 관련된 근육들을 사용하기 때문에 적응근육들의 빠른 근활성도를 증가시켜 근력을 강화시킬 수 있으며, 특히 운동단위동원 및 근육의 협응 패턴을 증가시켜 고유수용성 감각을 향상시킨다고 알려져 있다(Myer et al., 2014). 따라서 다른 스쿼트 방법들과는 다르게 운동기능

항상 및 강도 높은 훈련을 수행하기 위한 많은 연구가 수행되고 있는 실정이다(Myer et al., 2011; Seitz, Reyes, Tran, de Villarreal & Haff, 2014; Glassbrook, Helms, Brown & Storey, 2017).

이렇듯 백스쿼트 동작은 여러 가지 장점을 가진 운동이지만 동작 수행 시 올바른 자세를 유지하는 것은 매우 중요하다. 그러나 자신에게 맞지 않는 중량을 적용하여 동작을 실시했을 때 매우 큰 압축력과 전단력이 허리에 작용하기 때문에 부상의 위험성이 높아진다고 보고되고 있다(Lander, Bates & Devita, 1986; Cappoxo, Felici, Figura & Gazzani, 1985). 따라서 백스쿼트 동작을 실시할 경우 자신에게 맞는 중량의 선택은 올바른 자세를 통한 운동의 목적을 달성함과 동시에 근골격계 부상을 예방하기 위한 매우 중요한 전제조건이라고 보고되고 있다(Park, 2010; Myer et al., 2011).

웨이트 트레이닝은 중량, 세트, 반복 횟수, 휴식시간 그리고 유형 등을 포함한 여러 가지 변수를 설정하여 운동의 강도를 설정한다(Pareja-Blanco et al., 2017). 현장에서 스쿼트를 포함한 운동 프로그램을 구성하고 변수를 적용하기 위하여 운동 강도를 설정하는 대표적인 방법은 1-RM (1-repetition maximum) 측정 방법이다. 즉, 1-RM을 측정한 뒤 백분율을 기반으로 하는 적용되는 프로그램을 완성하는 트레이닝(Percentage based training [PVT])이 흔하게 사용되어지고 있으며, 다양한 연구를 통해서 유효하고 신뢰할 수 있는 방법으로 잘 알려져 있다(Rhea & Alderman, 2004). 또한 운동 프로그램에서 중량은 1-RM을 토대로 각 개인이 다른 중량으로 운동을 수행하게 계획되며, 근력, 근비대 그리고 근지구력과 같은 훈련 목적에 따라서 다르게 프로그래밍 된다. 따라서 운동 프로그램을 수행하기 전 정확한 근력의 수준이 평가된 1-RM의 측정은 프로그램의 목적을 달성하기 위하여 매우 중요한 요소이다.

일반적으로 1-RM은 직접측정법과 간접측정법의 2가지 방법으로 측정되어진다(Haff & Triplett, 2015). 직접측정법은 적정 무게로부터 시작하여 점차 무게를 증가시켜 1-RM을 결정하는데 반하여, 간접측정법은 7~8회 반복할 수 있는 무게를 설정 후 특정 계산식에 의하여 1-RM을 결정하는 것이다(Shin, Lee & Tae, 2003). 특히, 직접측정법은 간접측정법에 비하여 정확한 1-RM의 값을 측정할 수 있다는 장점이 있지만, 측정 당일의 신체상황, 무게의 적절한 증가와 적절한 휴식 등을 제공하여 측정해야 하기 때문에 전문적인 지식이 필요한 방법이며, 간접측정법에 비하여 측정 시 부상의 위험을 내재하고 있기 때문에 보통 중, 상급자에게 적용되며 간접측정법은 안전을 우선하여 경험이 적은 초보자에게 적용된다(Kim, So & Park, 2014).

이렇듯 성공적인 운동 프로그램의 완성을 위해서 필요한 정확한 1-RM을 측정하기 위해서는 그에 관한 전문성이 요구되지만 현장에서는 그 중요성을 간과하고 있는 실정이다(Manabe, Yokozawa & Ogata, 2003). 특히, 일반적인 웨이트 트레이닝 현장에서 이루어지고 있는 전문성을 갖추고 있지 않은 일반 수행자들의 직접측정법에 의한 자가 1-RM 측정은 신체적 손상을 더욱 증가시킬 수 있으며, 대부분의 경우 트레이너를 동반하지 않고 익숙하지 않은 중량을 통해 동작을 수행하는 경우가 많기 때문에 근골격계뿐만 아니라 관절, 건, 인대까지도 부상을 유발할 수 있는 위험성을 가지고 있다(Chapman, Whitehead & Binkert, 1998; Whisenant, Panton, East & Broeder, 2003). 더불어 일부 트레이닝 현장에서 코치들은 자세의 안정성이 없는 초심자에게 직접측정법에 의한 1-RM을 적용하여 무분별하게 무게를 설정하는데 1-

RM 측정을 처음하는 수행자의 경우 올바른 자세와 안정성을 고려하지 않으면 치명적인 부상에 노출될 수 있다(Demura, Miyaguchi, Shin & Uchida, 2010).

따라서 본 연구의 목적은 직접측정법으로 구해진 1-RM의 80%, 90% 그리고 100%의 질량을 사용한 백스쿼트 시 운동학 및 운동역학적 차이를 규명하여 웨이트 트레이닝 초보자들을 대상으로 수행된 1-RM 직접측정법의 위험성을 제시하는데 있다.

METHOD

1. 연구대상

본 연구의 연구대상자는 웨이트 트레이닝의 경력이 6개월 미만이며, 최근 6개월 이내에 근골격계 부상이나 외과적 수술 한 경험 없는 건강한 20~30대 남성 8명(age: 29±3.81 yrs., height: 174±3.83 cm., body mass: 74±11.63 kg, 1RM: 96±19.78 kg)으로 하였다. 본 연구는 실험을 수행하기 이전에 모든 연구대상자에게 본 연구의 실험 목적과 절차에 관한 설명을 충분히 한 후, 자발적으로 실험에 참여하고 싶다는 의사를 밝힌 연구대상자가 동의서에 동의한 후 실험을 진행하였다.

2. 실험절차 및 자료처리

실험 일주일 전 보조자 2명 이상을 배치하여 연구대상들의 안전을 확보한 상태로 백스쿼트 1-RM을 측정하였으며(Figure 1), 측정 방법은 NSCA에서 제시한 방법을 사용하였다(Haff & Triplett, 2015). 본 연구에서는 총 5단계로 구분하여 1-RM의 측정을 진행하였다. 첫째, 5~10회 반복할 수 있는 가벼운 중량으로 워밍업을 실시하였다. 둘째, 워밍업 무게의 10~20%의 중량을 추가하며 2~3회 반복이 가능한 무게에 도달할 수 있도록 하였다. 셋째, 각 세트 사이에 5분 이내 휴식시간을 주고 10%씩 중량을 추가하여 1-RM에 도달하도록 하였다. 넷째, 1-RM에 실패하였을 경우 5%의 중량을 제거하고 5분 이내의 휴식시간을 주어 재 측정하였다. 다섯째, 모든 1-RM은 3~5세트 이내로 측정하였다.

실험 당일 백스쿼트 동작을 분석하기 위하여 적외선카메라 8대와 무선 근전도장비 3채널을 사용하여 3차원 동작분석을 실시하였으며, 이때 자료취득율은 각각 100 Hz와 1,000 Hz로 설정하였다. 8대의 카메라는 기계적 시간 동조를 통하여 촬영되었으며, 영상데이터와 EMG 데이터는 Qualisys Track Manager (Qualisys, Sweden, [QTM])를 사용하여 시간적 동조를 통해 수집되었다. 실험 전 근육의 활성도를 표준화시키기 위하여 최대 자발적 수의적 수축(maximum voluntary isometric contraction [MVIC])을 측정하였으며 측정 오류를 줄이기 위하여 피부 표면의 털 및 이물질을 제거하였고, 알코올로 닦아 소독한 후에 주동측의 대퇴사두근, 척추기립근, 대둔근에 표면전극을 부착하였다. MVIC 측정 시, 대상자의 신체를 고정하여 최대 근력을 발휘할 수 있는 자세로 진행하였으며, 측정 후에는 충분히 휴식을 제공하였다. 백스쿼트 동작이 이루어지는 장소는 NLT (non-linear transformation) 방법을 사용하여 전역좌표를 설정하기 위해 공간좌표(x 축: 좌/우, y 축: 전/후, z 축: 상/하)를 설정하였다. 동작 중 신체의 분절을 규명하기 위해서 각 대상자는 총 32개의 반사 마커와 클러스터(sacrum, iliac, anterior

superior iliac spine, posterior superior iliac spine, greater trochanter, medial/lateral epicondyle of femur, medial/lateral malleolus, calcaneus, 2nd toe, humerus, clusters on thigh and shank)를 주동측 하지와 상지 및 요추에 부착하였다.

각각의 연구대상자들은 가벼운 무게의 백스쿼트를 통하여 충분한 준비 운동을 실시하였고, 스탠딩 캘리브레이션(standing calibration)을 촬영한 후에 백스쿼트 동작 수행에 영향을 줄이기 위해 무릎과 발목 안쪽의 반사 마커를 제거하였다. 이후 사전에 측정된 1-RM의 80%, 90% 그리고 100%의 무게로 백스쿼트 동작을 2명의 보조자와 함께 진행하였다. 각 세트간 5분 이내의 충분한 휴식시간을 주어 근피로를 최소화하였으며, 동작을 보조해줄 수 있는 웨이트 벨트는 착용하지 않고 수행하였으며, 동작의 순서는 80%, 90% 그리고 100%의 무게를 점진적으로 증가시키며 수행하였다.



Figure 1. 1-RM measurement with assistants

3. 자료처리 및 분석

취득한 위치좌표의 원자료는 운동학적 변인 산출 시 발생하는 random error를 최소화하기 위하여 2차 저역 통과 필터(butterworth 2nd order low-pass filter, cut off frequency 6 Hz)를 사용하여 필터링 하였다. 또한 EMG 자료는 대역 통과 필터(band-pass filter, cut off frequency: 20~450 Hz)를 사용하여 필터링 하였으며, 그 후 RMS (root mean square)를 통하여 변환된 값을 사용하였다. 백스쿼트 동작은 3개의 이벤트와 2개의 국면을 설정하여 분석하였다. 바벨의 양 끝에 반사 마커를 부착하고, 바벨이 가장 높은 시점을 Event 1, 바벨이 가장 낮은 시점을 Event 2, 다시 바벨이 가장 높은 시점을 Event 3으로 설정하였으며, Event 1과 Event 2 사이의 국면을 Phase 1 (eccentric phase), Event 2과 Event 3 사이의 국면을 Phase 2 (concentric phase)로 설정하였다. 각 분절의 움직임은 Visual 3D 프로그램을 사용하였으며, 주동측 하지의 좌표계에 대한 방향은 x 축은 flexion(+)/extension(-), y 축은 abduction(+)/adduction(-), z 축은 internal rotation(+)/external rotation(-), 그리고 발 분절은 x 축 dorsiflexion(+)/plantarflexion(-), y 축 eversion(+)

/inversion(-), z 축 abduction(+)/adduction(-)으로 정할 수 있도록 설정하였다. 또한 분절의 움직임의 결과인 관절각도는 분절 간의 상대 각도를 산출하였다. 백스쿼트 1-RM의 80%, 90%, 100%의 강도에서 수행된 백스쿼트 동작의 주동측 하지의 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 가동범위는 Visual 3D (C-motion, USA)를 사용하여 산출되었다. 또한 근육의 활성도는 사전에 측정된 MVIC의 근활성도 값을 사용하여 다음과 같이 산출하였다.

$$\text{Muscle activation} = \frac{EMG_{\text{raw}}}{EMG_{\text{MVIC}}} \times 100(\%)$$

단, EMG_{raw} : 동작 시 근활성도의 RMS 값

EMG_{MVIC} : 최대 수의적 등척성 수축 시 근활성도의 RMS 평균값

4. 통계처리

백스쿼트 동작 수행 시 중량에 따른 움직임의 차이를 검증하기 위해 반복측정 일원분산분석(One-way ANOVA with repeated measure)을 실시하였다. 본 연구에서 통계적 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 설정하였다.

RESULTS

본 연구는 백스쿼트 1-RM (%) 동작 수행 시 중량의 변화가 운동역학적 변인에 미치는 영향을 알아보기 위해 실시하였으며, 웨이트 트레이닝 운동 강도에 따른 차이를 파악하기 위해 1-RM의 80%, 90% 그리고 100%의 중량으로 수행하였다. 본 연구를 수행한 결과는 다음과 같다.

1. 중량차이에 따른 엉덩, 무릎, 발목관절의 ROM

RM의 80%, 90%, 100%의 강도로 백스쿼트를 수행하였을 때 각 관절의 ROM은 Table 1과 같다. 모든 구간에서 중량에 따른 엉덩관절 및 무릎관절의 ROM은 유의한 차이가 나타나지 않았다($p>.05$). 하지만 발목관절의 Phase 2에서는 80%와 100%의 수평면에서 중량이 증가함에 따라 통계적으로 유의하게 증가된 ROM이 나타났다($p<.05$).

2. 중량에 따른 주동근과 협력근의 활성도

1-RM의 80%, 90%, 100%의 강도로 백스쿼트 동작을 수행하였을 때 주동근과 협력근들의 근활성도는 Table 2와 같다. 협력근인 척추기립근과 대둔근은 80%와 100%에서 통계적으로 유의하게 증가된 근활성도를 나타내었으며($p<.05$), 주동근인 대퇴사두근은 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다($p>.05$).

DISCUSSION

1. 운동학적 변인

본 연구를 수행한 결과 피험자들은 백스쿼트 동작 수행 시 80%에

Table 1. Mean \pm SD of hip, knee, ankle joint ROM during back squat

(unit: deg)

Joints		<i>M \pm SD</i>			<i>F</i>	<i>p</i>	Post-hoc
		1-RM 80%	1-RM 90%	1-RM 100%			
Hip Joint	Phase 1	x	88.13 \pm 10.19	85.84 \pm 8.97	83.61 \pm 5.57	0.757	.487
		y	13.92 \pm 5.19	12.46 \pm 8.79	12.01 \pm 7.45	0.252	.642
		z	28.21 \pm 6.87	27.22 \pm 8.40	28.03 \pm 7.31	0.045	.889
	Phase 2	x	91.14 \pm 8.60	93.75 \pm 9.24	92.60 \pm 5.97	0.244	.709
		y	15.05 \pm 5.49	14.24 \pm 9.80	13.27 \pm 8.16	0.131	.736
		z	31.73 \pm 7.55	32.03 \pm 9.82	33.54 \pm 9.81	0.095	.801
Knee Joint	Phase 1	x	111.96 \pm 10.78	108.44 \pm 11.94	107.92 \pm 10.70	0.480	.624
		y	14.64 \pm 9.33	14.71 \pm 9.38	15.90 \pm 9.05	0.051	.830
		z	13.23 \pm 10.17	13.46 \pm 10.40	16.25 \pm 11.58	0.230	.657
	Phase 2	x	117.25 \pm 10.71	116.44 \pm 11.48	112.53 \pm 10.00	0.585	.545
		y	15.92 \pm 9.75	15.83 \pm 10.07	17.45 \pm 10.24	0.065	.807
		z	14.66 \pm 3.41	16.53 \pm 8.66	16.34 \pm 8.51	0.272	.632
Ankle Joint	Phase 1	x	29.35 \pm 5.21	28.83 \pm 5.85	29.46 \pm 3.52	0.054	.946
		y	4.50 \pm 2.53	4.90 \pm 2.85	4.58 \pm 1.50	0.092	.878
		z	4.05 \pm 0.58	3.47 \pm 1.07	3.69 \pm 1.10	1.047	.372
	Phase 2	x	31.24 \pm 4.52	32.06 \pm 5.17	32.51 \pm 4.04	0.208	.801
		y	4.70 \pm 2.09	6.07 \pm 2.03	5.68 \pm 1.67	1.044	.371
		z	4.98 \pm 0.56	6.89 \pm 2.55	9.80 \pm 2.28*	17.991	.000

Note. *Indicates significant difference between loads

Table 2. Mean \pm SD of agonist and synergist muscle during back squat

(unit: %MVIC)

Muscles		<i>M \pm SD</i>			<i>F</i>	<i>p</i>	Post-hoc
		1-RM 80%	1-RM 90%	1-RM 100%			
Erector spinae	Phase 1	63.46 \pm 21.60	71.27 \pm 19.11	75.83 \pm 28.99*	3.943	.049	80<100
	Phase 2	100.09 \pm 39.12	114.57 \pm 34.50	134.31 \pm 47.30*	8.424	.006	80<100
Quadriceps	Phase 1	64.81 \pm 31.84	72.61 \pm 33.53	71.50 \pm 28.61	1.095	.361	
	Phase 2	114.95 \pm 40.93	126.24 \pm 58.10	134.45 \pm 47.35	2.834	.114	
Gluteus maximus	Phase 1	16.43 \pm 5.53	18.80 \pm 9.43	22.09 \pm 11.03	4.462	.050	
	Phase 2	42.74 \pm 15.19	45.37 \pm 16.50	55.75 \pm 19.21*	7.323	.008	80<100 90<100

Note. *Indicates significant difference between loads

서 100%로 중량이 증가함에 따라 발목관절의 수평면 ROM에서 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다(Table 1, $p < .05$). 본 연구결과에서 엉덩관절 및 무릎관절에서 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았지만(Table 1, $p > .05$), 발목관절 수평면에서의 통계적으로 유의한 차이는 무릎의 동적 바깥굽이를 유발할 수 있다고 예상된다. 많은 비접촉 하지 손상의 원인은 비정상적인 움직임 패턴과 열악한 신경근 제어가 원인으로 보고되고 있으며 하지의 움직임 수행 시 잘못된 패턴을 인지하

고 그것을 개선하는 것은 움직임의 안정성을 증가시키는 요인 중 하나로 보고되고 있다(Schmidt, Harris-Hayes & Salsich, 2019). 특히, 발목 근육계의 약화는 스쿼트 동안 잘못된 움직임 패턴의 기전과 관련 있다고 보고되고 있는데, Bell, Padua & Clark (2008)은 내측 비복근, 전경골근 또는 후경골근의 근력 부족이 무릎 바깥굽이 및 발 회내 동작을 제어하는 개인의 능력을 감소시킬 수 있을 뿐만 아니라 과도한 내측 무릎 변위 및 동적 바깥굽이(dynamic knee valgus)에 기여할 수

있다고 보고하였다. 동적 무릎 바깥굽이는 체중 부하 동작 중에 발목 관절의 외변, 무릎관절의 외회전, 엉덩관절의 모음 및 내회전을 바탕으로 하지 내측의 움직임이 시각적으로 나타내는 비정상적인 움직임으로 정의할 수 있다(Powers, 2003; Comfort, McMahon & Suchomel, 2018). 본 연구에서 발목관절의 경우 종아리 분절을 기준으로 발분절의 회전으로 정의하였으며, 선행연구를 살펴보면 발의 내회전과 외회전도 이론적으로는 발목관절을 통한 경골의 내회전과 외회전을 일으키며, 동적 무릎 바깥굽이 시 무릎관절이 외회전되며 무릎관절 회전은 발가락 방향과 발의 회전에 영향을 받는다고 보고하였다(Ishida, Yamanaka, Takeda & Aoki, 2014). 특히, 백스쿼트 동작의 경우 양발이 지면에 부착되어 있는 닫힌사슬운동으로써 발분절의 회전각도는 종아리 분절의 움직임이 많이 기여한다고 생각되어진다. 그러므로 본 연구에서 나타난 바와 같이 발목관절의 수평면 ROM에 대한 통계적으로 유의한 차이는 종아리 분절에 움직임으로 볼 수 있으며, 이러한 발목관절의 과도한 회전은 백스쿼트 동작 수행 시 동적 무릎 바깥굽이와 같은 잘못된 자세를 유발할 수 있고, 하지관절 모멘트에 부정적인 영향을 미칠 수 있다고 보고되고 있다(Schoenfeld, 2010; Song & So, 2019).

결론적으로 운동을 지도하고 있는 현장에서는 백스쿼트 운동의 효과를 증가시키기 위하여 1-RM을 측정하고 있지만, 고객의 운동 능력과 상관없이 1-RM을 처음 접하는 수행자에게도 향후 강도있는 운동 프로그램을 구성하기 위하여 과도한 중량을 요구하고 있는 실정이다. 그러나 본 연구결과에서 나타난 바와 같이 초보자들의 경우 1-RM의 무게를 가지고 백스쿼트 동작을 실시할 때 동적 무릎 바깥굽이를 유발할 수 있는 요인들이 나타났으므로 초보자들을 상대로 1-RM을 측정할 때 충분한 고려가 필요하다고 생각되어진다.

2. 운동역학적 변인

본 연구에서는 백스쿼트 동작 시 중량에 차이에 따라 변화되는 주동근과 협력근의 근활성도에 대해 알아보았다. 백스쿼트 동작의 주동근인 대퇴사두근에서는 중량이 증가함에도 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(Table 2, $p > .05$). 그러나 협력근인 척추기립근과 대둔근은 중량이 증가할수록 통계적으로 유의하게 증가된 근육활성도를 나타내었다(Table 2, $p < .05$). 이러한 본 연구결과에 따라서 1-RM의 강도가 증가할수록 1-RM을 처음 접하는 운동 수행자는 주동근인 대퇴사두근보다 협력근에 더 의존하는 백스쿼트 동작을 수행하였다고 판단된다. 특히, 1-RM이 증가함에 따라서 증가하는 척추기립근과 대둔근의 활성도는 매우 중요한 의미를 가지고 있다고 생각되어진다. 즉, 중량이 증가함에 따라 증가된 척추기립근과 대둔근의 근활성도는 운동 수행자들이 증가된 중량으로 인하여 상체를 조절하지 못해 발생하는 허리관절의 굴곡 때문으로 생각되는데, 많은 선행연구들은 중량이 증가함에 따라 허리의 압력은 선형적으로 상승한다고 보고하고 있다(Cappozzo, Felici, Figura & Gazzani, 1985; Kuo et al., 2010). 따라서 본 연구의 결과와 같이 초보자들이 과도한 무게로 백스쿼트 동작을 수행하면 허리의 압축력과 전단력을 증가시켜 추간판에 가해지는 과도한 스트레스를 전달하며 결론적으로 추간판 탈출증의 위험이 증가시킬 수 있다고 생각된다(Matsumoto et al., 2001; McGill & Norman, 1985).

부상의 위험성을 최소화하고 올바른 스쿼트 기술을 수행하려면 허

리의 관절을 중립상태로 유지하는 것이 중요하다. 허리의 중립상태를 유지하는 능력은 스쿼트 동작 수행 시 중량이 증가함에도 불구하고 부상을 예방할 수 있으며, 본 연구에서 측정한 척추기립근과 대둔근은 몸통의 앞쪽굴곡과 골반의 후방경사(posteriorly tilt)에 저항하는 근육으로서 허리의 전단력과 굴곡을 방지하여 관절들의 안정화에 가장 크게 기여한다고 보고되고 있다(Schoenfeld, 2010; Toutoungi, Lu, Leardini, Catani & O'connor, 2000). 하지만 백스쿼트 동작에서 척추기립근과 대둔근은 주동근인 대퇴사두근의 역할을 도와주는 협력근이다. 따라서 본 연구의 결과는 척추기립근과 대둔근의 긍정적인 역할에도 불구하고 초보자들이 무게가 증가할수록 주동근을 사용하지 못하고 협력근으로 동작을 수행하려는 노력을 하고 있는 것으로 판단되며 결론적으로 본 연구에서 나타난 증가된 척추기립근과 대둔근의 활성도는 대퇴사두근을 충분히 활용하지 않은 초보자들이 굴곡된 척추를 보상하고자 나타난 결과로 사료되어진다.

CONCLUSION

본 연구의 결과로 볼 때 1-RM을 처음 측정하는 운동 수행자는 백스쿼트 동작 수행 시 올바른 자세를 유지하기 위하여 운동을 지도하는 현장의 트레이너 및 코치들에게 정확한 운동학적 요인의 정성적 분석을 요청할 필요가 있다고 생각된다. 또한 현장의 코치들은 발목의 회전과 같은 동적 무릎 바깥굽이를 유발할 수 있는 요인을 미리 파악하여 1-RM 측정 시 부상을 최소화하는 노력을 할 필요가 있다고 판단된다. 또한 충분한 경험이 없는 초보자들을 상대로는 백스쿼트 1-RM 측정은 깊이 고려되어야 하며, 초보자들의 경우 백스쿼트의 주동근인 대퇴사두근과 협력근인 척추기립근 및 대둔근의 기초적인 근력을 강화시키는 것이 선행되어야 한다고 생각된다. 이후 허리의 중립상태 유지가 가능하며, 하지관절의 ROM이 충분히 증가한 뒤에 1-RM을 측정하는 것이 가장 적절하다고 판단된다.

REFERENCES

- American College of Sports Medicine (2009). American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(3), 687-708.
- Bell, D. R., Padua, D. A. & Clark, M. A. (2008). Muscle strength and flexibility characteristics of people displaying excessive medial knee displacement. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(7), 1323-1328.
- Bloomquist, K., Langberg, H., Karlsen, S., Madsgaard, S., Boesen, M. & Raastad, T. (2013). Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations. *European Journal of Applied Physiology*, 113(8), 2133-2142.
- Caplan, N. & Kader, D. F. (2014). Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *In Classic Papers in Orthopaedics* (pp. 145-147). Springer, London.
- Cappozzo, A., Felici, F., Figura, F. & Gazzani, F. (1985). Lumbar spine loading during half-squat exercises. *Medicine and Science in Sports*

- and Exercise, 17, 613-620.
- Cappozzo, A., Felici, F. R. A. N. C. E. S. C. O., Figura, F. R. A. N. C. E. S. C. O. & Gazzani, F. A. B. I. O. (1985). Lumbar spine loading during half-squat exercises. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17(5), 613-620.
- Chapman, P. P., Whitehead, J. R. & Binkert, R. H. (1998). The 225-lb reps-to-fatigue test as a submaximal estimate of 1-RM bench press performance in college football players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 12, 258-261.
- Clark, D. R., Lambert, M. & Hunter, A. M. (2012). Muscle activation in the loaded free barbell squat: A brief review. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26, 1169-1178.
- Clark, M. & Lucett, S. (2010). NASM essentials of corrective exercise training. 1-432.
- Comfort, P., McMahon, J. J. & Suchomel, T. J. (2018). Optimizing squat technique-revisited. *Strength & Conditioning Journal*, 40(6), 68-74.
- Demura, S., Miyaguchi, K., Shin, S. & Uchida, Y. (2010). Effectiveness of the 1RM estimation method based on isometric squat using a back-dynamometer. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(10), 2742-2748.
- Diggin, D., O'Regan, C., Whelan, N., Daly, S., McLoughlin, V., McNamara, L. & Reilly, A. (2011). A biomechanical analysis of front versus back squat: injury implications. In ISBS-Conference Proceedings Archive.
- Glassbrook, D. J., Helms, E. R., Brown, S. R. & Storey, A. G. (2017). A review of the biomechanical differences between the high-bar and low-bar back-squat. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 31(9), 2618-2634.
- Haff, G. G. & Triplett, N. T. (Eds.). (2015). *Essentials of strength training and conditioning 4th edition*. Human kinetics.
- Ishida, T., Yamanaka, M., Takeda, N. & Aoki, Y. (2014). Knee rotation associated with dynamic knee valgus and toe direction. *The Knee*, 21(2), 563-566.
- Kim, M. R., So, W. Y. & Park, J. (2014). Estimating the one repetition maximum by using repetition of the 6-13 sub-maximum strength test. *The Korea Journal of Sports Science*, 23(1), 1041-1052.
- Kraemer, W. J. & Ratamess, N. A. (2004). Fundamentals of resistance training: progression and exercise prescription. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(4), 674-688.
- Kuo, C. S., Hu, H. T., Lin, R. M., Huang, K. Y., Lin, P. C., Zhong, Z. C. & Hsieh, M. L. (2010). Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint force and intradiscal pressure-a finite element study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11(1), 1-13.
- Lander, J. E., Bates, B. T. & Devita, P. (1986). Biomechanics of the squat exercise using a modified center of mass bar. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 18, 469-478.
- Lee, T. S., Song, M. Y. & Kwon, Y. J. (2016). Activation of back and lower limb muscles during squat exercises with different trunk flexion. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(12), 3407-3410.
- Liguori, G. & American College of Sports Medicine. (2020). *ACSM's guidelines for exercise testing and prescription*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Lim, Y., Lee, J., Park, J., Lee, S. & Kwon, M. (2018). Effects of kinesio taping position of shank and gender on the range of motion and moment of ankle joint during deep squat. *The Korean Journal of Physical Education*, 57(1), 471-480.
- Manabe, Y., Yokozawa, T. & Ogata, M. (2003). Effect of load variation on lower muscle activity and joint torque during parallel squats. *Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, 52(1), 89-97.
- Matsumoto, H., Suda, Y., Otani, T., Niki, Y., Seedhom, B. B. & Fujikawa, K. (2001). Roles of the anterior cruciate ligament and the medial collateral ligament in preventing valgus instability. *Journal of Orthopaedic Science*, 6(1), 28-32.
- Matsumoto, H., Suda, Y., Otani, T., Niki, Y., Seedhom, B. B. & Fujikawa, K. (2001). Roles of the anterior cruciate ligament and the medial collateral ligament in preventing valgus instability. *Journal of Orthopaedic Science*, 6(1), 28-32.
- McGill, S. M. & Norman, R. W. (1985). Dynamically and statically determined low back moments during lifting. *Journal of Biomechanics*, 18(12), 877-885.
- McKean, M. R., Dunn, P. K. & Burkett, B. J. (2010). Quantifying the movement and the influence of load in the back squat exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(6), 1671-1679.
- McLaughlin, T. M., Lardner, T. J., & Dillman, C. J. (1978). Kinetics of the parallel squat. *Research Quarterly. American Alliance for Health, Physical Education and Recreation*, 49(2), 175-189.
- Miletello, W. M., Beam, J. R. & Cooper, Z. C. (2009). A biomechanical analysis of the squat between competitive collegiate, competitive high school, and novice powerlifters. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23, 1611-1617.
- Myer, G. D., Brent, J. L., Ford, K. R. & Hewett, T. E. (2011) Real-time assessment and neuromuscular training feedback techniques to prevent ACL injury in female athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 33, 21-35.
- Myer, G. D., Faigenbaum, A. D., Chu, D. A., Falkel, J., Ford, K. R., Best, T. M. & Hewett, T. E. (2011). Integrative training for children and adolescents: techniques and practices for reducing sports-related injuries and enhancing athletic performance. *The Physician and Sports Medicine*, 39(1), 74-84.
- Myer, G. D., Kushner, A. M., Brent, J. L., Schoenfeld, B. J., Hugentobler, J., Lloyd, R. S. ... & McGill, S. M. (2014). The back squat: A proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance. *Strength and Conditioning Journal*, 36(6), 4.
- Neumann, D. A. (2016). *Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: foundations for rehabilitation*. Elsevier Health Sciences.
- Pareja-Blanco, F., Rodríguez-Rosell, D., Sánchez-Medina, L., Sanchis-Moysi, J., Dorado, C., Mora-Custodio, R., et al. (2017) Effects of velocity loss during resistance training on athletic performance,

- strength gains and muscle adaptations. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 27, 724-735.
- Park, S. (2010). *Biomechanical Analysis of Low Extremity Motion and the Low Back Loading During Squat Exercise*. Unpublished master's thesis, Graduate School of Yonsei University.
- Powers, C. M. (2003). The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(11), 639-646.
- Rhea, M. R. & Alderman, B. L. (2004). A meta-analysis of periodized versus nonperiodized strength and power training programs. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 75(4), 413-422.
- Schmidt, E., Harris-Hayes, M. & Salsich, G. B. (2019). Dynamic knee valgus kinematics and their relationship to pain in women with patellofemoral pain compared to women with chronic hip joint pain. *Journal of Sport and Health Science*, 8(5), 486-493.
- Schoenfeld, B. J. (2010). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(12), 3497-3506.
- Seitz, L. B., Reyes, A., Tran, T. T., de Villarreal, E. S. & Haff, G. G. (2014). Increases in lower-body strength transfer positively to sprint performance: a systematic review with meta-analysis. *Sports Medicine*, 44(12), 1693-1702.
- Shin, H. G., Lee, S. H. & Tae, G. S. (2003). The Correlation between 1RM and MVC for Estimating Strength. *Korea Sports Research*, 14(1), 409-414.
- Song, H. K. & So, J. M. (2019). Biomechanical analysis on change of toe-out angle in squat. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 29(3), 185-196.
- Toutoungi, D. E., Lu, T. W., Leardini, A., Catani, F. & O'connor, J. J. (2000). Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. *Clinical Biomechanics*, 15(3), 176-187.
- Whisenant, M. J., Panton, L. B., East, W. B. & Broeder, C. E. (2003). Validation of submaximal prediction equations for the 1 repetition maximum bench press test on a group of collegiate football players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 17(2), 221-227.
- Winett, R. A. & Carpinelli, R. N. (2001). Potential health-related benefits of resistance training. *Preventive Medicine*, 33(5), 503-513.