

The Effects of Squat Exercise Using Elastic Bands on Muscle Activity, Arabesque Angle, and Static Balance during Arabesque Posture in a Female Ballet Dancer

Min Gyun Ko^a and Changho Song^b

^aDepartment of Physical Therapy, Gwangju Health University, Gwangju, Republic of Korea

^bDepartment of Physical Therapy, College of Health and Welfare, Sahmyook University, Seoul, Republic of Korea

Objective: The purpose of this study was to investigate the effects of squat exercises using elastic bands of ballet dancers on muscle activity, arabesque angle, and static balance of ballet dancers during arabesque posture.

Design: A randomized controlled trial

Methods: A total of 25 young female ballet dancers voluntarily participated in the study. The participants were randomized to the elastic resistance squat group ($n_1 = 13$) and body squat group ($n_2 = 12$). The squats exercise was applied to a total of 12 exercises per four weeks and consisted of 15 times per one set in one to two weeks, 4 sets in three to four weeks. All subjects were evaluated muscle activity, arabesque angle, and static balance during arabesque posture at before-after intervention. All participants were measured muscle activity, arabesque angle, and static balance during arabesque posture at before-after intervention.

Results: Elastic resistance squat group and body groups showed a significant increase in the muscle activity, angle, and static balance ability during arabesque posture ($p < 0.05$). In the comparison between the groups, the elastic resistance squat group showed a significant increase in muscle strength, angle, and static balance during arabesque posture ($p < 0.05$). The results showed that the elastic resistance squat exercise was more increased than the body squat exercise in all variables ($p < 0.05$).

Conclusions: Therefore, when planning a training program for a ballet dancer, the elastic resistance squat movement can be applied as an exercise method to improve the muscular performance and balance ability of the ballet dancer.

Key Words: Ballet, Resistance, Exercise, Posture, Balance

서론

발레는 각 관절과 근육을 이용한 신체의 움직임을 통해 감정과 정서를 표현해내는 공연예술이다. 신체의 움직임이 표현수단으로 사용되기 때문에 움직임을 예술적 형태로 표현하기 위하여 발레 무용수들은 아름답고 조화로운 신체 조건을 만들어 최적의 상태로 유지하여야 한다[1-4]. 또한, 발레 무용수들은 근력과 유연성 및 심폐지구력, 균형감각, 관절협응 등을 균형 있게 발달시켜 부상을 예방하고, 성공적인 발레 공연을 위해 고난도의 동작을 정확하고 완벽하게 수행해야 하며, 체력개선에 도 특별한 관심을 기울여야 한다[2][5-7].

발레 동작은 주로 상체보다는 다리 중심의 움직임이 많으며, 상체 동작의 형태와 느낌은 다리의 움직임이 어떤 형태를 이루는가에 따라 동작의 효율성이 좌우된다[8]. 다리는 특정 동작을 위해 체중을 지탱하면서 움직임을 수반하고, 다양한 형태의 점프 및 착지와 회전 등의 움직임을 시행하기 때문에 많은 가동력이 요구되며, 기능적 움직임에 의해 발생하는 힘의 영향으로 많은 스트레스를 받는다[9].

발레의 동작 시 사용되는 다리 근육으로 넙다리곧은근 및 넙다리두갈래근과 장딴지근이 기본 동작인 플리에(Plié), 롱드잠(Rond de Jembe), 데벨로페(Développés), 그랑바뜨망(Grand-Battement) 등을 시행할 때에 많이

Received: Jun 9, 2022 Revised: Jun 22, 2022 Accepted: Jun 22, 2022

Corresponding author: Changho Song (ORCID <https://orcid.org/0000-0002-5709-3100>)

Department of Physical Therapy, College of Health and Welfare, Sahmyook University, Seoul, Republic of Korea

Tel: 82-01-8890-1087, Fax: 02-3399-1639, E-mail: chsong@syu.ac.kr

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Copyright © 2022 Korean Academy of Physical Therapy Rehabilitation Science

사용된다[10]. 고전 발레에서 아라베스크(arabesque) 자세는 발레 동작의 꽃으로 표현할 정도로 가장 우아한 동작 중 하나이며 고전 발레의 본질로 간주되고 있는 동작으로 상체는 무너지지 않고 지지하는 발로 체중을 지탱하면서 지지하는 발과 들어 올리는 발의 위치에 따라 균형을 유지하는 정적인 자세로서 아라베스크 동작을 위해서는 효율적인 중심이동 및 균형능력과 척추세움근, 큰볼기근, 넓다리두갈래근, 장딴지근 및 앞정강근의 근력이 매우 중요하다[11-12].

이와 같은 동작들로 인해 여성 발레 무용수는 남성 무용수나 다른 운동 선수들보다 다리 근력이 낮아 부상의 위험이 높다[13]. 발레 무용수의 부상유형을 살펴보면 발과 발목관절에서 53%, 엉덩관절에서 16.3%, 무릎관절에서 16.1%, 척추에서 9.4%, 나머지 비율의 대부분은 팔 부위의 손상으로 약 70% 정도가 다리에서 발생한다[14]. 이러한 부상의 예방 및 치료는 다리 관절들의 점진적 부하 운동으로 힘줄의 병증을 관리하고 손상 후 빠른 시간 내에 완만한 근력 훈련을 시작해야 한다[15-16]. 다리 관절의 약화에 의한 빈약한 발레 기술은 적절한 치료와 근력 훈련을 통해 안정적인 동작들을 수행할 수 있고, 넓다리근은근의 토크 감소는 저항훈련에 의해 무릎넓다리관절의 부상을 예방할 수 있다[17-18].

다리 근력을 위한 운동으로는 스쿼트, 레그 프레스, 카프레이즈 및 레거덕션 등의 운동이 이용되고 있으며 이 중에서 스쿼트가 가장 대표적인 운동이며[19], 최근에는 탄력밴드를 이용한 탄력저항운동이 부각되고 있다. 탄력저항력을 이용하는 탄력밴드는 다양한 운동과 접목할 수 있으며 부상의 위험이 낮고 다양한 연령과 분야에서 사용되고 있다[20-21]. 스포츠 분야에서 탄력밴드를 이용한 훈련이 근력, 유연성 및 관절가동범위 등에 대한 증진 효과가 알려지면서 스포츠 및 재활분야에서 사용되고 있으며, 무용 분야에서도 탄력밴드는 각광 받는 훈련 소도구 중 하나이다[22-23].

이와 같이 탄력저항의 효과를 밝혀내고 탄력밴드 운동에 관한 많은 연구들이 활발하게 이루어진 것에 비해 발레 무용수들의 탄력밴드 사용이 증가되고 있는 실정에서 발레 분야에 관한 탄력밴드의 운동 효과에 대한 연구 및 발레 동작에 대한 탄력밴드의 효과 연구가 미흡한 실정이며, 발레무용수의 다리 근력 강화를 위한 체계적인 훈련법과 공연 무대로의 복귀를 위한 재활 운동 방법 역시 미비한 실정이다.

따라서 본 연구를 통해 탄력밴드를 이용한 스쿼트 운동이 발레 무용수의 발레동작에 미치는 효과를 규명하고 이를 통해 발레 무용수와 무용 전공자들의 다리 근력의 강화 운동 방법 및 효율적인 운동 방법을 제공하고 신체훈련에 필요한 자료 및 다양한 발레 연구의 기초자료를

를 제공하고자 한다.

연구 방법

연구대상

광주광역시 C대학교에 소속되어 있는 발레전공의 여자 무용수 27명을 모집하였다. 모집된 27명의 대상자 중, 선정 기준에 부적합한 무용수 2명을 제외하고 25명을 대상으로 실시하였다.

연구대상자의 선정기준으로는 아라베스크 자세를 30초 이상 유지할 수 있는 자, 하프 스쿼트 자세가 충분히 가능한 자, 최근 6개월 이내에 다리관절의 부상 경험이 없는 자, 전정계 질환이 없는 자, 최근 1년 이내에 1개월 이상의 휴식이 없이 꾸준히 발레 훈련을 하고 있는 자, 본 연구의 참여율이 80% 이상인 자로 하였다.

제외 기준으로는 중재에 영향을 미칠 신경학적 질환이나 정형외과적 질환을 현재 가지고 있는 자, 현재 근육 이완 약물을 투여 및 복용하고 있는 자, 최근 1년 이내에 본 연구와 유사한 연구에 참여하였거나, 다른 연구에 참여하고 있어 있는 자로 하였다.

본 연구는 삼육대학교 생명윤리심의위원회로부터 승인을 받은 후(승인 2-7001793-AB-N-012018139HR) 진행하였다. 연구에 앞서 연구의 목적과 절차를 모든 대상자에게 설명을 하였고, 연구 참여 동의서에 자발적으로 서명한 대상자들만을 연구에 참여하도록 하였다.

연구절차

선정된 대상자 25명은 선정편견의 최소화를 위해 무작위 추출하여 스쿼트 운동방법에 따라 탄력저항 스쿼트 운동군($n_1 = 13$)과 맨몸 스쿼트 운동군($n_2 = 12$)로 분류하였다.

사전 검사로 대상자의 일반적 특성, 아라베스크 동작 시의 근 활성화도 및 아라베스크 각도, 정적 균형을 측정하였다. 대상자들은 기본 발레훈련과 각 스쿼트 운동을 실시하였으며, 운동이 끝난 후에는 일일 실험참여 확인 표에 본인이 기록하도록 하였다. 4주 후에 아라베스크 동작 시의 근 활성화도 및 아라베스크 각도, 정적 균형의 변화량을 알아보기 위하여 25명의 대상자에게 사전 검사와 동일하게 사후검사를 측정하였다.

중재방법

대상자를 두 군으로 나누어 탄력저항 스쿼트($n_1 = 13$)와 맨몸 스쿼트($n_2 = 12$)를 각각 실시하였다. 각 군의 스쿼트 운동은 발레 연습실에서 4주 동안 격일로 주 3

회 실시되었다. 1회 운동 시 120분으로 실시되었다. 각 스쿼트 운동을 적용하기 위한 운동 프로그램으로는 준비운동과 정리운동을 각 10분으로 설정하였으며, 본운동으로 바(bar) 동작 연습 20분과 센터 플로어 운동(center floor exercise) 20분의 발레 기본훈련과 스쿼트 운동 20분으로 구성하였다. 준비운동은 어깨와 팔에 대한 스트레칭과 다리 근육에 대한 스트레칭으로 구성되었다. 정리운동은 준비운동과 같은 방식으로 본 운동을 마친 후에 시행되었다.

중재 전 대상자들은 각 스쿼트 운동의 시범과 함께 운동방법을 교육받았다. 스쿼트 동작 시에 위치에 따라 근육의 활성도가 변화하기 때문에[24], 허벅지가 바닥과 평행한 위치까지 내려가도록 통일하였다.

탄력밴드스쿼트운동

탄력밴드의 양쪽 길이가 평형하게 맞춘 다음, 준비 자세에서 탄력밴드를 밟고 몸통의 중심에 탄력밴드의 탄성부분이 오도록 하였다. 시선은 정면을 향하고, 양손에 탄력밴드를 잡은 상태에서 척추와 몸통의 펴 상태를 유지하면서 무릎관절의 각도가 90도를 이룰 때까지 서서히 앉았다가 일어서며, 운동시 호흡의 방법은 일어설 때 숨을 내쉬고 앉을 때에는 숨을 들이마시도록 하였다[25-27].

실험에 사용된 탄력밴드는 발레 무용수의 훈련에 맞게 파란색 탄력밴드(Thera-Band; Hygenic Corp., USA)를 적용하였고, 운동 시 탄력밴드의 초기 길이의 150%까지 신장하여 4.13 kgf의 탄성저항강도를 사용하였다[28].

탄력밴드 스쿼트 운동은 1~2주에는 3세트, 3~4주에 4 세트로 구성하였으며, 1세트 당 15회를 실시하였다. 저항도 저항을 이용한 손상 없는 근력향상을 위해 일주일에 3번 격일로 실시하였으며, 한번 운동시 3~5세트를 실시하였다[29]. 저항도의 저항을 적용하였기에 운동 빈도를 늘려 저항의 강도를 증가시켰다. 각 세트 사이에 3분의 휴식시간을 두어 근육의 피로를 예방하였다.

맨몸스쿼트운동

스쿼트 운동 시작 전에 어깨 넓이의 약 120%로 다리를 벌리고 발은 십일자 모양으로 향하며, 팔짱을 낀 모습처럼 양 팔을 감싸도록 하여 준비 자세를 하였다. 척추와 몸통의 펴 상태를 유지하면서 무릎관절의 각도가 90도를 이룰 때까지 서서히 앉았다가 일어서며, 호흡방법은 탄력밴드 스쿼트 운동과 동일하게 적용하였다.

맨몸 스쿼트 운동의 중재는 1~2주에는 3세트, 3~4주에 4세트로 구성하였으며, 1세트 당 15회를 실시하였

고, 일주일에 격일로 총 3번 실시하였다. 각 세트 사이에 3분의 휴식시간을 두어 근육의 피로를 예방하였다.

측정방법 및 도구

근 활성도 측정

근육의 근 활성도 측정을 위하여 표면 무선 근전도 Trigno(Trigno Wireless EMG system; Delsys Inc., USA, 2012)를 사용하였다. Trigno 센서에서 측정된 데이터는 Trigno 베이스 스테이션(Base Station)으로 무선 전송된 근전도 신호를 DelsysEMGworks 4.1.1(Delsys Inc., USA, 2012) 소프트웨어로 자료 처리하였으며, EMGworks Analysis를 통해 분석하였다. 근전도 신호를 획득하기 위한 표본수집율(sampling rate)은 1024 Hz이며 10~500 Hz 영역으로 bandpass 필터링하고, 완파정류(full wave rectification) 과정을 거친 후에 RMS(root mean square)처리하여 분석하였다.

근전도 측정을 위하여 Ag/AgCl 표면 전극을 대상자의 근육에 2 cm 간격이 유지되도록 부착하였다. 각 근육에 따른 전극의 부착 부위는 SENIAM Protocol을 사용하였다[30]. 전극의 부착 부위에 털 있는 부분을 제모하고 알코올을 사용하여 피부표면을 세척해 피부저항을 최소화하였으며, 동일 부위의 측정을 위해 인체에 해가 없는 마커펜으로 피부에 표시를 하고 대상자들에게 절대적으로 표시가 유지되어야 함을 명시했으며, 샤워 등에 의해 표시가 약해지는 경우에는 상시 배치해 둔 마커펜으로 재표시하도록 주지시켰다.

아라베스크 자세는 축이 되는 한쪽 다리를 지면에 고정하여 신체 균형을 잡고 한 손은 전방으로 펴고 다른 한 손과 들어올리는 다리는 뒤쪽으로 완전히 펴힌 상태의 자세로 총 3회 측정하여 얻은 결과의 평균값을 사용하였다. 근 피로를 예방하기 위하여 측정 간 3분의 휴식시간을 두었다.

아라베스크 각도의 측정

아라베스크의 동작 시 들어올리는 다리를 높게 들기 위해서 발생하는 몸통 및 허리부위의 대상작용을 최소화하기 위해 대상자는 검사 테이블을 붙잡고 선 자세에서 배와 상체는 테이블의 모서리에 고정시키고 엉덩관절 최대 펴므로 아라베스크 동작을 실시하여 그 각도를 측정하였다. 2번 실시하여 평균값을 사용하였으며, 아라베스크 동작 시의 각도를 수집하기 위해 각도를 측정할 수 있도록 내장되어 있는 Trigno 센서를 사용하였다.

정적 균형능력 측정

발레 무용수의 아라베스크 동작 시의 정적 균형능력의 평가는 균형측정장비(BioRescue; RM ingenierie, France, 2014)를 사용하였다. BioRescue는 1600개의 압력 센서가 장착된 힘판으로 구성되어 있어서 두 발의 수직 압력에 대한 변화를 측정할 수 있다.

대상자들의 발뒤꿈치는 힘판에 표시된 선의 뒷부분에 일치시키고, 시선은 5 m 정면에 표시된 10 cm의 원을 주시하도록 하였다. 각 대상자들은 힘판 위에서 아라베스크 동작 자세를 유지한 채로 자세동요 면적(mm²)을 30초 정도 측정하였으며, 3번씩 측정해서 평균값을 사용하였다.

자료분석

본 연구에서 모든 자료의 분석은 SPSS(ver. 20.1, IBM co., USA)를 이용하였다. 대상자의 일반적 특성은 Shapiro-Wilk test를 통해 정규성 검정을 실시하였다. 중재방법에 따른 집단 전·후를 비교를 위하여 대응표본 t-test를 실시하였으며, 집단 간의 비교하기 위하여 독립 표본 t-test를 실시하였다. 모든 자료의 통계학적 유의수준은 0.05(a)로 하였다.

연구결과

연구참여자의 일반적 특성

연구에 참여한 25명의 대상자에 대한 평균 연령은 22.08 ± 1.62세, 평균 신장 167.53 ± 4.85 cm, 평균 체중 47.86 ± 18.65 kg, 평균 경력 12.35 ± 2.28년이다. 각 군의 대상자들에 대한 동질성을 분석한 결과, 두 군 간의 차이는 없는 것으로 확인되었다. 본 연구의 연구대상자에 대한 일반적인 특성은 다음과 같다(Table 1).

중재방법에 따른 근활성도의 변화 비교

4주간 탄력밴드 스쿼트 및 맨몸 스쿼트 운동을 실시

한 후에 각 군의 아라베스크 동작 시 축이 되는 다리와 들어올린 다리의 근 활성화도 변화 비교는 다음과 같다. 각 군의 중재 전·후의 시간에 따른 축이 되는 다리의 넙다리곧은근, 넙다리두갈래근, 앞정강근, 바깥장딴지근과 들어올린 다리의 다리곧은근, 넙다리두갈래근, 앞정강근, 바깥장딴지근에 대한 근 활성화도에 대한 변화를 살펴보면 두 군 모두에서 통계학적으로 유의하였다(p < .05). 중재 후 군 간의 중재방법에 따른 근 활성화도는 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p < .05)(Table 2).

중재방법에 따른 아라베스크 각도의 변화 비교

4주간 탄력밴드 스쿼트 및 맨몸 스쿼트 운동을 실시한 후에 각 군의 아라베스크 동작 시 각도의 변화 비교는 다음과 같다. 각 군의 중재 전·후의 시간에 따른 아라베스크 각도에 대한 변화를 살펴보면 두 군 모두에서 통계학적으로 유의하였다(p < .05). 중재 후 군 간의 중재방법에 따른 아라베스크 각도는 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p < .05)(Table 3).

중재방법에 따른 정적 균형능력의 변화 비교

4주간 탄력밴드 스쿼트 및 맨몸 스쿼트 운동을 실시한 후에 각 군의 정적균형의 변화 비교는 다음과 같다. 각 군의 중재 전·후의 시간에 따른 정적균형에 대한 변화를 살펴보면 두 군 모두에서 통계학적으로 유의하였다(p < .05). 중재 후 군 간의 중재방법에 따른 정적균형은 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p < .05)(Table 4).

고찰

본 연구는 탄력저항을 이용한 스쿼트 운동이 발레 무용수의 아라베스크 동작 시 근 활성화도, 아라베스크 각도 및 정적 균형 능력에 미치는 효과를 알아보기 위해 4주

Table 1. General characteristics of subjects (N=23)

	A group (n=13)	B group (n=12)	p
Age (years)	22.06 ± 1.87 ^a	22.09 ± 1.37	0.487
Height (cm)	167.70 ± 4.37	167.36 ± 5.33	0.877
Body Weight (kg)	48.90 ± 3.76	46.82 ± 3.43	0.200
Career (year)	12.60 ± 2.22	12.09 ± 2.34	0.616

^aValues are expressed as mean ± standard deviation.
A: squat group with elastic resistance, B: body squat

Table 2. Comparison of muscle activity[μV]

(N=23)

		A group (n=13)	B group (n=12)	P
Axial leg RF	Pre	616.72 ± 74.74 ^a	657.58 ± 67.98	0.150(0.882)
	Post	773.88 ± 65.24	698.57 ± 65.44	
	Post-pre	157.16 ± 51.18	44.62 ± 20.25	6.376(0.001 ^{**})
	<i>p</i>	-9.711(0.001 ^{**})	-6.812(0.002 [*])	
Axialleg BF	Pre	640.88 ± 102.34	655.47 ± 45.61	-0.163(0.872)
	Post	794.96 ± 114.83	686.85 ± 54.51	
	Post-pre	154.08 ± 50.63	31.38 ± 20.99	6.316(0.001 ^{**})
	<i>p</i>	-9.624(0.001 ^{**})	-4.956(0.004 [*])	
Axialleg TA	Pre	617.68 ± 54.58	627.70 ± 35.02	-0.204(0.840)
	Post	744.19 ± 75.44	666.45 ± 46.08	
	Post-pre	126.51 ± 74.27	38.75 ± 29.03	3.655(0.001 ^{**})
	<i>p</i>	-9.624(0.001 ^{**})	-4.956(0.002 [*])	
Axialleg LG	Pre	722.43 ± 73.09	703.55 ± 61.00	0.844(0.409)
	Post	827.26 ± 87.09	743.67 ± 51.11	
	Post-pre	104.83 ± 35.81	40.12 ± 23.02	4.628(0.001 ^{**})
	<i>p</i>	-9.258(0.001 ^{**})	-5.781(0.004 [*])	
LiftingLeg RF	Pre	420.08 ± 95.51	430.74 ± 50.74	-0.641(0.529)
	Post	558.29 ± 100.87	453.01 ± 55.27	
	Post-pre	138.21 ± 19.44	22.26 ± 8.48	11.155(0.001 ^{**})
	<i>p</i>	-22.480(0.001)	-8.711(0.003)	
Liftingleg BF	Pre	717.76 ± 94.19	725.74 ± 52.42	-0.484(0.634)
	Post	842.21 ± 82.80	752.65 ± 53.86	
	Post-pre	124.45 ± 38.58	26.92 ± 16.04	6.758(0.001 ^{**})
	<i>p</i>	-10.20(0.001 ^{**})	-5.57(0.005 [*])	
Liftingleg TA	Pre	321.98 ± 31.12	305.64 ± 14.31	-0.734(0.472)
	Post	441.83 ± 90.65	332.87 ± 29.14	
	Post-pre	119.86 ± 101.18	27.23 ± 28.43	4.715(0.001 ^{**})
	<i>p</i>	-3.746(0.005 [*])	-3.177(0.010 [*])	
Liftingleg LG	Pre	569.43 ± 96.79	550.02 ± 52.27	-0.669(0.512)
	Post	699.17 ± 86.87	592.58 ± 54.75	
	Post-pre	129.74 ± 44.13	72.56 ± 15.73	5.006(0.001 ^{**})
	<i>p</i>	-9.297(0.001 ^{**})	-8.974(0.002 [*])	

^aValues are expressed as mean ± standard deviation. **p* < 0.05, ***p* < 0.001

A: squat group with elastic resistance, B: body squat

RF: rectus femoris, BF: biceps femoris

TA: tibialis anterior, LG: lateral gastrocnemius

간의 탄력저항 스퀴트 운동을 통하여 발레 무용수의 아
라베스크 동작 시 근 활성화도, 아라베스크 각도 및 정적

균형 능력의 향상을 확인하였다.

Table 3. Comparison of angle during arabesque [°]

(N=23)

	A group (n=13)	B group (n=12)	p
Pre	92.48 ± 5.46 ^a	91.54 ± 3.42	-0.663(0.516)
Post	100.65 ± 3.00	94.11 ± 3.58	
Post-pre	8.17 ± 5.64	2.57 ± 2.61	-4.511(0.001 ^{**})
p	-4.319(0.001 ^{**})	-4.319(0.002 [*])	

^aValues are expressed as mean ± standard deviation. *p<0.05, **p<0.001

A: squat group with elastic resistance, B: body squat

Table 4. Comparison of static balance [mm²]

(N=23)

	A group (n=13)	B group (n=12)	p
Pre	11.07 ± 0.83a	11.27 ± 0.76	-0.562(0.581 [*])
Post	5.43 ± 2.23	8.59 ± 0.77	
Post-pre	-5.67 ± 2.44	-2.92 ± 1.22	-4.240(0.001 [*])
p	8.068(0.001 ^{**})	8.756(0.002 [*])	

^aValues are expressed as mean ± standard deviation. *p<0.05, **p<0.001

A: squat group with elastic resistance, B: body squat

스쿼트 동작을 수행하는 동안 다리 근육의 근 활성도는 변화한다[31]. 다리를 구부려 신체가 내려가는 동작 구간에서는 넙다리곧은근의 낮은 근 활성도와 함께 넙다리두갈래근의 높은 근 활성도가 발생하고, 다리를 펴서 신체가 올라가는 동작 구간에서는 넙다리곧은근의 높은 근 활성도와 넙다리두갈래근의 낮은 근 활성도가 발생한다[32]. 이는 넙다리곧은근은 편심성 수축보다 동심성 수축에서 더 높은 근 활성도를 발생하기 때문이다[33]. 넙다리두갈래근의 근 활성도는 스쿼트 동작에 따른 골반의 앞기울임을 방지하기 위하여 증가하게 된다[34]. 또한, 신체가 내려가는 초기 구간에서 압력중심은 발뒤꿈치에 위치하기 때문에 신체 중심이 뒤로 밀리는 것을 방지하며 균형을 잡기 위해 앞정강근에서 높은 근 활성도가 유발되며, 내려가는 마지막 구간에서 압력중심은 발끝에 위치하기 때문에 신체 중심이 앞으로 밀려나는 것을 막기 위해 발바닥굽힘근들의 높은 근 활성도가 유발된다[35-36]. 스쿼트는 신체 중량만으로도 효과를 얻을 수 있지만, 부하가 증가되면 근 활성도는 유의하게 증가한다[35][37].

운동단위는 운동신경원 및 축삭과 그 축삭에지배받는 근섬유로 구성되며 근 수축의 기본적인 단위이다[38]. 근육 수축의 강도는 운동단위의 동원과 발화율의 조절 작용에 의해 결정되는데, 저항운동에 따른 근 활성도의 증가는 운동단위의 동원을 증가와 깊은 관계가 있다[39-40]. 운동 초기에 속근섬유 운동단위의 동원을 향상으로 인한 신경 적응은 근력을 증가시키고, 이후 단백질 합성에 의한 속근섬유의 비대로 인해 근력이 증가한다

[41-42]. 본 연구에서 탄력밴드의 신장력과 탄성력이 가중된 부하가 단일 체중 부하를 적용할 때보다 운동단위의 동원율을 증가시켜 높은 근 활성도가 유발하고 속근섬유의 단면적 및 두께 등에 의한 근 비대를 증가시켜 근력이 향상되었다고 해석할 수 있다.

Youdas 등[32]의 스쿼트 운동 시 남자와 여자의 넙다리곧은근과 넙다리뒤근의 근 활성도를 비교한 연구에서 남녀 모두에서 두 근육의 근 활성도가 증가하였다고 보고하였으며, Van den Tillaar 등[34]은 저항 훈련 경험을 가진 31 명의 남성에게 서로 다른 부하저항을 동반한 백스쿼트 운동을 실시한 결과 넙다리곧은근 및 대둔근과 뒤넙다리근의 근 활성도는 부하저항이 증가함에 따라 증가하였다 보고함으로써 본 연구의 결과와 일부 일치하였다.

엉덩관절과 발목관절은 서로 상호작용을 하며 균형과 움직임을 유지한다[43]. 자세 제어에 의한 안정성과 균형의 회복에는 엉덩관절 전략과 발목관절 전략을 사용하는데, 발목관절 전략은 작은 범위 내에서 몸의 흔들림을 제어하기 위해 사용되고 엉덩관절 전략은 몸의 흔들림이 크거나 빠르게 증가함에 따라 사용된다[44]. 한발서기 자세에서 압력중심의 변화는 내외측보다 전후방에서 더욱 증가하는데, 발등굽힘근과 발바닥굽힘근은 신체가 앞으로 쏠리는 것을 방지하며 지속적인 균형을 조절하기 때문에 발레 동작에서 발목의 발등굽힘근으로 작용하는 앞정강근과 발바닥 굽힘근으로 작용하는 장딴지근의 근력은 강해야 한다[45]. 발목 부상의 경험이 있는 무용수들은 균형을 유지하기 위하여 발목 전략보다

는 엉덩이 전략을 사용하데, 상체를 기준으로 골반을 움직이는 엉덩관절 전략으로 자세의 안정성을 조절한다[46]. 또한 무용수들은 엉덩관절과 발목관절의 협응 패턴에 의하여 자세의 안정성을 증가시키는데, 엉덩관절 주위 근력의 증가는 엉덩관절과 골반의 안정성을 제공하고 다리의 움직임 조절을 향상시킨다[47-48]. 축이 되는 다리에서 넙다리곧은근은 넙다리뼈와 정강이뼈를 몸통 쪽으로 잡아당겨 엉덩관절과 무릎관절에 안정자로서의 역할을 하며, 축이 되는 다리에서 넙다리두갈래근은 앞기울임 되는 골반을 뒤기울임을 유도하여 몸통과 골반과 엉덩관절의 잠김을 만들어 아라베스크 자세 시의 안정성을 높여준다[49-50]. 엉덩관절의 증가된 안정성은 무릎관절과 발목관절에 부과되는 스트레스를 감소시켜 다리 관절의 부상 위험도 낮출 수 있다. 탄력저항을 이용한 스쿼트 운동은 발목 전략에 기여하는 앞정강이근과 장딴지근 및 엉덩관절과 무릎관절에 관여하는 넙다리곧은근과 넙다리두갈래근의 근력을 향상시키고, 근력 증가로 인한 다리 관절의 안정성 향상은 자세 불안정성의 요인을 감소시킴으로써 아라베스크 자세 시의 균형이 증가하였다고 해석할 수 있다. Dowse 등[51]은 12명의 여성 청소년 무용수 12명을 대상으로 9주간의 저항 운동을 실시한 결과 동적 균형과 최대 다리 근력이 증가하였다고 보고하였다. 이러한 선행연구의 결과는 탄력저항을 이용한 스쿼트 운동이 다리 근 활성도의 증가와 함께 자세 안정성이 향상되었다는 본 연구의 결과를 뒷받침한다.

아라베스크 동작 시에 축이 되는 다리는 지면에 고정하고, 들어 올리는 다리는 엉덩관절의 펌, 골반 앞기울임과 가쪽기울임, 무릎 펌 및 다리의 턴아웃 상태를 최대로 수행하여 아라베스크의 마지막 자세를 유지한다[52-53]. 아라베스크 자세를 유지하는 동안 상체를 똑바로 세운 상태로 지속하기 위해 허리척추의 펌 각도는 20°정도가 되고, 축이 되는 다리의 골반은 뒤쪽기울임 되어 축이 되는 다리와 들어 올리는 다리 사이의 각도는 90°이상을 유지한다[54]. 본 연구에서 아라베스크 동작 시 각도는 축이 되는 다리의 근력 향상으로 인해 안정성이 확보되고, 들어올린 다리의 넙다리곧은 근이골 발앞쪽기울임의 증가를 유도하고, 넙다리두갈래근의 근력 향상이 엉덩관절의 관절가동범위의 증가 및 골반의 가쪽기울임 증가와 다리의 턴아웃 상태 유발로 인해 증가되었다고 사료된다.

본 연구에서 제언은 발레의 다양한 동작 중에서 하나의 동작으로 연구를 진행하였으며, 아라베스크 동작 시에 허리골반리듬 및 상체 근육들에 대한 연구가 미흡하였다. 또한, 대상자의 특성으로 인한 표본수의 제한 및 다양한 저항의 적용 제한 등의 한계점을 가지고 있다.

이에 남자 무용수와 여자무용수의 성별에 따른 조절효과를 검증하는 연구들과 다양한 발레 동작들을 활용한 운동 효과의 검증 및 아라베스크 동작 시에 유발되는 허리골반 및 상체 근육들에 대한 운동 효과를 검증하고, 다른 무용 분야에서도 검증할 수 있는 후속 연구들이 필요할 것으로 생각된다.

결론

본 연구는 탄력밴드를 이용한 스쿼트 운동이 발레 무용수의 발레동작에 미치는 효과를 알아보고, 탄력밴드를 이용한 스쿼트 운동과 맨몸 스쿼트 운동의 효과를 비교하기 위하여 실시하였다.

본 연구의 결과 발레 무용수의 근활성도 및 아라베스크 동작 시 각도와 정적균형 향상에 맨몸 스쿼트 운동보다 탄력밴드를 이용한 스쿼트 운동이 더욱 효과적인 것을 알 수 있었다. 따라서, 발레 무용수의 공연 퍼포먼스의 향상 및 재활 훈련을 위해 탄력밴드를 이용한 스쿼트 운동의 적용을 제안하는 바이다.

참고문헌

1. Angioi M, Metsios G, Koutedakis Y, Wyon MA. Fitness in contemporary dance: a systematic review. *Int JSports Med.* 2009; 30:475-484.
2. Koutedakis Y, Jamurtas A. The dancer as a performing athlete. *Sports Medicine.* 2004;34:651-661.
3. Rafferty S. Considerations for integrating fitness into dance training. *J Dance Med Sci.* 2010;14:45-49.
4. Twitchett EA, Koutedakis Y, Wyon MA. Physiological fitness and professional classical ballet performance: a brief review. *J Strength Cond Res.* 2009;23:2732-2740.
5. Golomer E, Féry YA. Unilateral jump behavior in young professional female ballet dancers. *Int J Neurosci.* 2001;110:1-7.
6. Gupta A, Fernihough B., Bailey G, Bombeck P, Clarke A, Hopper D. An evaluation of differences in hip external rotation strength and range of motion between female dancers and non-dancers. *Br J Sports Med.* 2004;38:778-783.
7. Mišigoj-Duraković M, Matković BR, Ružić L, Duraković Z, Babić Z, Janković S, et al. Body composition and functional abilities in terms of the quality of professional ballerinas. *Collegium*

- Antropologicum. 2001;25:585-590.
8. Van Dijk CN. Anterior and posterior ankle impingement. *Foot Ankle Clin.* 2006;11:663-683.
 9. Simmons RW. Neuromuscular responses of trained ballet dancers to postural perturbations. *Int J Neurosci.* 2005;115:1193-1203.
 10. Krasnow D, Wilmerding M, Stecyk S, Wyon M, Koutedakis Y. Biomechanical research in dance: a literature review. *Med Probl Perform Art.* 2011;26:3-23.
 11. Aquino J, Amasay T, Shapiro S, Kuo YT, Ambegaonkar JP. Lower extremity biomechanics and muscle activity differ between 'new' and 'dead' pointe shoes in professional ballet dancers. *Sports Biomechanics.* 2019;31:1-12.
 12. Daprati E, Iosa M, Haggard P. A dance to the music of time: aesthetically-relevant changes in body posture in performing art. *PLoS One.* 2009;4:5023.
 13. Reid DC. Prevention of hip and knee injuries in ballet dancers. *Sports Medicine.* 1988;6:295-307.
 14. Gamboa JM, Roberts LA, Maring J, Fergus A. Injury patterns in elite preprofessional ballet dancers and the utility of screening programs to identify risk characteristics. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008; 38:126-136.
 15. Kader D, Saxena A, Movin T, Maffulli N. Achilles tendinopathy: some aspects of basic science and clinical management. *Br J sports med.* 2002;36: 239-249.
 16. Tan SC, Chan O. Achilles and patellar tendinopathy: current understanding of pathophysiology and management. *Disabil Rehabil.* 2008;30:1608-1615.
 17. Berardi G. Conditioning for Dance: Training for Peak Performance in all Dance Forms. *J Dance Med Sci.* 2005;9:67-67.
 18. Witvrouw E, Werner S, Mikkelsen C, Van Tiggelen D, Berghe LV, Cerulli G. Clinical classification of patellofemoral pain syndrome: guidelines for non-operative treatment. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy.* 2005;13:122-130.
 19. Braith RW, Stewart KJ. Resistance exercise training: its role in the prevention of cardiovascular disease. *Circulation.* 2006;113:2642-2650.
 20. Jakobsen MD, Sundstrup E, Andersen CH, Aagaard P, Andersen LL. Muscle activity during leg strengthening exercise using free weights and elastic resistance: effects of ballistic vs controlled contractions. *Human Movement Science.* 2013;32:65-78.
 21. Wallace BJ, Winchester JB, McGuigan MR. Effects of elastic bands on force and power characteristics during the back squat exercise. *J Strength Cond Res.* 2006;20:268-272.
 22. Page P, Ellenbecker TS. The scientific and clinical application of elastic resistance. *Human Kinetics.*; 2003.
 23. Stracciolini A, Hanson E, Kiefer AW, Myer GD, Faigenbaum AD. Resistance training for pediatric female dancers. *J Dance Med Sci.* 2016;20:64-71.
 24. Ninos JC, Irrgang JJ, Burdett R, Weiss JR. Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30 of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997;25:307-315.
 25. Donnelly DV, Berg WP, Fiske DM. The effect of the direction of gaze on the kinematics of the squat exercise. *J Strength Cond Res.* 2006;20:145-150.
 26. Brumitt J, Gilpin HE, Brunette M, Meira EP. Incorporating kettlebells into a lower extremity sports rehabilitation program. *N Am J Sports Phys Ther.* 2010;5:257-265.
 27. 채원식, 정현경, 장재익. 스쿼트 동작 시 발뒤꿈치 보조물 경사각에 따른 하지근과 척추기립근의 근육활동 비교. *한국운동역학회지.* 2007;17:113-121.
 28. 고민균. 다양한 저항을 이용한 스쿼트 운동이 성인 여성의 근 활성화도, 근 두께 및 정적균형에 미치는 효과. *보건의료산업학회지.* 2020;14,103-113.
 29. Tan B. Manipulating resistance training program variables to optimize maximum strength in men: a review. *J Strength Cond Res.* 1999;13:289-304.
 30. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10:361-374.
 31. Slater LV, Hart JM. Muscle activation patterns during different squat techniques. *J Strength Cond Res.* 2017;31:667-676.
 32. Youdas JW, Hollman JH, Hitchcock JR, Hoyme GJ, Johnsen JJ. Comparison of hamstring and quadriceps femoris electromyographic activity between men and women during a single-limb squat on both a stable and labile surface. *J Strength Cond Res.*

- 2007;21:105-101.
33. Pincivero DM, Coelho AJ, Campy RM. Contraction mode shift in quadriceps femoris muscle activation during dynamic knee extensor exercise with increasing loads. *Journal of Biomechanics*. 2008;41:3127-3132.
 34. Van Den Tillaar R, Andersen V, Saeterbakken AH. Comparison of muscle activation and kinematics during free-weight back squats with different loads. *PloS On*. 2019;14: e0217044.
 35. Dionisio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18:134-143.
 36. Kim Y, Phuong B. Analysis of muscle forces and joint moments during squat exercise. *Proceedings of the Korean Society of Precision Engineering Conference*; 2010 May 987-988; Jeju, South Korea.
 37. Sahli S, Rebai H, Elleuch MH, Tabka Z, Poumarat G. Tibiofemoral joint kinetics during squatting with increasing external load. *J Sport Rehabil*. 2008;17:300-315.
 38. Griffin L, Cafarelli E. Resistance training: cortical, spinal, and motor unit adaptations. *Can J Appl Physiol*. 2005;30:328-340.
 39. Sohn MK, Graven-Nielsen T, Arendt-Nielsen L, Svensson P. Inhibition of motor unit firing during experimental muscle pain in humans. *Muscle & Nerve: Official Muscle Nerve Suppl*. 2000;23:1219-1226.
 40. Pucci AR, Griffin L, Cafarelli E. Maximal motor unit firing rates during isometric resistance training in men. *Exp Physiol*. 2006;91:171-178.
 41. Seynnes OR, De Boer M, Narici MV. Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *J Appl Physiol*. 2007;102:368-373.
 42. Portero P, Bigard AX, Gamet D, Flageat JR, Guézennec CY. Effects of resistance training in humans on neck muscle performance, and electromyogram power spectrum changes. *Eur J Appl Physiol*. 2001;84:540-546.
 43. Friel K, McLean N, Myers C, Caceres M. Ipsilateral hip abductor weakness after inversion ankle sprain. *J Athl Train*. 2006;41:74-78.
 44. Rogers ME, Rogers NL, Takeshima N, Islam MM. Methods to assess and improve the physical parameters associated with fall risk in older adults. *Preventive Medicine*. 2003;36:255-264.
 45. Bronner S. Differences in segmental coordination and postural control in a multi-joint dance movement: developpe arabesque. *Journal of Dance Medicine & Science*. 2012;16:26-35.
 46. Pintaar A, Brynhildsen J, Tropp H. Postural corrections after standardised perturbations of single limb stance: effect of training and orthotic devices in patients with ankle instability. *Int J Sports Med*. 1996;30:151-155.
 47. Kiefer AW, Riley MA, Shockley K, Sitton CA, Hewett TE, Cummins-Sebree S, Haas JG. Multi-segmental postural coordination in professional ballet dancers. *Gait Posture*. 2011;34:76-80.
 48. Neumann DA. *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation*. Elsevier Health Sciences; 2013.
 49. Dwyer MK, Boudreau SN, Mattacola CG, Uhl TL, Lattermann C. Comparison of lower extremity kinematics and hip muscle activation during rehabilitation tasks between sexes. *J Athl Train*. 2010;45:181-190.
 50. Shield AJ, Bourne MN. Hamstring injury prevention practices in elite sport: Evidence for eccentric strength vs. Lumbo-pelvic training. *Sports Medicine*. 2018; 48:513-524.
 51. Dowse RA, McGuigan MR, Harrison C. Effects of a resistance training intervention on strength, power, and performance in adolescent dancers. *J Strength Cond Res*. 2017;2:22-25.
 52. Grossman G, Krasnow D, Welsh TM. Effective use of turnout: biomechanical, neuromuscular, and behavioral considerations. *Journal of Dance Education*. 2005;5:15-27.
 53. Wilson M, Lim BO, Kwon YH. A three-dimensional kinematic analysis of grand rond de jambe en'air skilled versus novice ballet dancers. *J Dance Med Sci*. 2004;8:108-115.
 54. Feipel V, Dalenne S, Dugailly PM, Salvia P, Rooze M. Kinematics of the lumbar spine during classic ballet postures. *Med Probl Perform Art*. 2004;19:174-180.