

발레 Jeté 동작의 도움닫기와 점프구간에서 상해 발생 요인에 대한 생체역학적 분석

이 진¹

¹충남대학교 사범대학 체육교육과

Biomechanical Analysis of Injury Factors in the Run UP and Jump Phases of the Jeté

Jin Lee¹

¹Department of Physical Education, College of Education, Chungnam National University, Daejeon, Korea

Received 31 July 2012; Received in revised form 09 August 2012; Accepted 16 September 2012

ABSTRACT

This study, through biomechanical analysis, conducts a risk assessment of injury occurrence in ballet dancers while they perform running and jumping movements. The participants were nine female collegiate students majoring in ballet (age: 20.89±1.17 years; height: 160.89±7.01 cm; mass: 48.89±3.26). Descriptive data were expressed as mean ± standard deviation(SD) for all variables. An independent t-test was conducted to determine how the following variables differed: duration time, position of the center of gravity, angle of the hip, torque of the hip, and muscle activity. All comparisons were made at the $p < 0.05$ significance level. The results show that the jump time was two times longer than the run time in the duration time. The jump length was also longer than the run. The angle of the hip and the torque at the hip were higher in the right. The vastus medialis muscle was most frequently used. These findings demonstrate that participants' jumps may require more biomechanical variables for performance of better and more correct jeté.

Keywords : Biomechanics, Ballet, Jeté, Motion Analysis, Inverse Dynamics

I. 서론

무용에 대한 과학적이고 생체역학적인 연구는 최근에도 다양하게 이루어지고 있다(Ahonen, 2008; Imura, Iino, Kojima, 2010; Imura, Yeadon, 2010; Khan, Bennell, Ng, Matthews, Roberts, Natrass, Way, Brown, 2000; Steinberg, Hershkovitz, Peleg, Dar, Masharawi, Heim, Siev-Ner, 2006; Wilson, Margaret, Kwon, 2008). 또한 Donna, Virginia, Shane, Matthew, Yiannis(2011)는 1970년부터 2009년까지 무용에 대한 역학적 연구 89편의 문헌에 대한

분석을 실시하였다. 이처럼 무용에 대한 역학적 연구는 지속적으로 이루어져 왔으며, 2000년대에 들어서면서 무용동작에 대한 좌우 차이(Golomer, Fery, 2001), 성별에 따른 비교(Orishimo, Kremenic, Pappas, Hagins, Liederbach, 2009), 점프 및 착지 시 지면반력 분석(Martin, Kulas, Schmitz, 2005; Chockley, 2007), EMG를 이용한 무용수와 비무용수의 사두근 강도 평가(Harley, Gibson, Harley, Lambert, Vaughan, Noakes, 2002)와 같은 운동학적 및 운동 역학적 연구가 활발히 진행되고 있으나, 국내에서는 무용에 대한 과학적이고 생체역학적인 측면에서의 연구가 미흡한 실정이다.

무용의 가장 대표적인 형태로 발레는 움직임이 세련되고 예술성이 풍부하여 인간의 신체를 더욱 아름답게 만들어 주고, 품위 있는 인성을 형성해주며, 풍부한 표현을 가능하게 해준다(No, 2000). 이러한 무용은 신체의 특성을 기저로 아름답고 우아한 표현을 표출하는 것으로 동작 수행 시 미적 관점과 과학적인 지도 방법의 토대 위에서 반복적 연습과 정확하고 안전한

Corresponding Author : Jin-Lee

Department of Physical Education, College of Education, Chungnam National University, 99 Daehak-ro, Yuseong-gu, Daejeon, Korea

Tel : +82-42-821-7579 / Fax : +82-42-821-8897

E-mail : shy-jin@hanmail.net

동작 수행을 위한 운동의 원리와 법칙을 이해하는 것이 무엇보다 중요하다(Lee, 1997). 무용을 전공하는 숙련자는 물론 발레에 대해 흥미를 가지고 접근하는 비숙련자들이 발레의 기본적인 동작을 정확하고 과학적으로 접근한다면, 근육과 골격의 상해에 대한 예방은 물론 실제 고난위도의 발레동작을 수행하는데 더욱더 성공적이고 아름답게 수행할 수 있을 것이다. 특히 발레의 경우 과신전이나 힙의 외전에 대한 능력이 습득되기 전에 과도한 신전이 요구되는 다양한 동작의 습득으로 인해 많은 장애가 발생되었다(Asklung, Lund, Saartok & Thorstensson, 2002; Fitt, 1996). 무용 상해가 발생하는 일반적인 이유로는 먼저, 발레를 접하는 시기이다. 즉, 어린시절부터 발레를 시작하는 인구가 늘어나면서 유년기 손상이 증가되고, 무용에 대한 사회적 인식 향상 및 재정적 보조 향상을 더 오랜 기간 동안 무용수로서의 일을 하게 되어 과다 사용에 의한 과다 사용증후군의 빈도가 증가함에 있다고 할 수 있고, 다음으로는 안무가들이 점점 고난이도의 기교를 요구하는 방향으로 안무가 진행되어 그 손상의 빈도와 정도가 심해지기 때문이라고 지적하고 있다(Lee, 1995). 무용에 있어서 반복적으로 사용되는 굴곡, 신전 및 회전 등의 동작들은 발에 매우 격심한 운동 충격이 나타남으로써, 골화 과정의 골격 형성이나 발 모양의 정상 발육발달이란 관점에서 보면 운동이 주는 이점의 역기능이라고 할 수 있다(Lee, 1995). 예술적 측면에서 볼 때 고도의 테크닉과 많은 연습량이 요구되지만, 어느 한계를 넘어선다면 일부 장애요인이 되고 있음을 지적하지 않을 수 없는 문제이다(Sin, 1988).

여러 무용 장르에서 발레는 상체보다는 하지 중심의 운동이 많이 포함되어 족관절부의 격렬한 움직임이 필요하고, 발레에서의 정형화된 기본 동작들은 발의 해부학적 구조에 부담을 주도록 고안되어 있어(Lee, 1994). 특히 무용수들의 족부 부상 위험성이 크다. 대부분의 발레 동작은 바(barre exercise)와 함께 시작되며, 바를 이용하는 연습으로 구성되며, 바에서의 연습을 통해 성취된 동작을 바탕으로 센터 연습(center exercise)에서는 다양한 체중의 이동과 움직임의 방향이 사방으로 다양하게 응용, 발전되어 동작의 완성을 가져온다. 그랑 바뜨망 제떼(grand battement jete)는 지지다리를 축으로 하여 움직이는 다리를 앞, 옆, 뒤의 세 방향으로 하지를 외전(turn-out)시켜 90도 혹은 그 이상의 높이로 힘 있게 차올린 후, 다시 제 5포지션으로 미끄러져 들어가는 동작을 말한다. 이때 움직이는 다리는 가볍고 자유롭게 이루어져야 하며, 동작이 이루어지는 동안 신체 다른 부위의 흐트러짐이 없어야 하기 때문에 신체 조절능력이 어떤 다른 동작보다 중요하게 다루어진다고 할 수 있다(Kassing & Jay, 1998; White, 1996). 특히 그랑 바뜨망 제떼(grand battement jete) 동작은 실제 공연 상황에서 다른 여러 포지션과 플리에(plie), 점프 등과 함께 응용되어 수행되어지는데 점프의 정확한 수행이 다리를 밖으로 내던지는 정확한 방법에 의존하는 것과

같이 모든 종류의 빠른 스텝에 이용되어지기 때문에 정확한 수행 방법을 습득하는 것이 매우 중요하다(Kostrovitskaya & Pisarev, 1995). 지금까지 이루어진 무용 상해에 대한 선행연구에서 발과 발목의 부상이 가장 많이 발생하는 것으로 밝혀졌고, 그 중에서도 족관절 염좌의 가능성이 가장 많음을 알 수 있다(Lee, 1995). 하지만 이러한 상해에 대한 무용수들의 대처능력의 부족, 각종 상해에 대한 사전 지식의 미약, 그리고 적합한 전문 의료체계의 미흡 등으로 인해 충분한 재활치료가 이루어지지 못하고 있다(Tark, 2003). 발목 관절의 정확한 수행이 요구되는 Jete 동작을 습득하는 데 있어 관한 과학적 근거에 의한 역학적 지식 없이 반복적 연습에 의존하고 있지만 과학적인 분석과 접근 없이 연습에 시간을 할애하는 것에 시간을 허비할 뿐 아니라 부상의 위험에 노출되는 결과를 초래한다(Suh, 2010). 왜냐하면 연습을 올바르게 못한 반복적이고 과도한 사용에 관절변형이나 피로 골절 등의 만성부상의 초래하며, 결국에는 무용수로서의 생명을 단축시키거나 중지시키는 원인이기도 한다(Watkins Clarkson & Clarson, 1990). 이에 무용수들은 완벽추구를 위한 노력과 더불어, 무용 상해에 대한 지식을 습득하고, 과학적이고 합리적인 동작수행에 대한 지식을 필수적으로 습득하는 일이 무엇보다 중요하다고 할 수 있다. 특히 상해 발생을 예방하기 위해서 학생들을 가르치고 지도하는 교사 스스로도 해부학적 무용손상의 관리에 대한 지식을 쌓아 무용인들의 안전관리에 힘써야겠고, 제떼(jete) 동작에 대한 보다 과학적인 무용훈련이 시행되어야만 한다(Lee, 1995). 그러나 제떼(jete) 동작이 무용수업 구성의 많은 부분을 차지하고 발레의 아름다움을 표현하는데 있어 상당히 중요함에도 불구하고 운동학적, 운동역학적 연구는 국내 뿐 아니라 국외의 경우에도 미흡한 실정이다(Youm, 2005). 따라서 발레 회전의 형태학적 특성상 기능적인 측면이 매우 중요하므로 제떼(jete)동작에 대해 보다 세밀한 분석을 통해 현장접근성에 근접할 수 있는 과학적인 근거를 제시할 수 있어야 한다. 따라서 본 연구는 발레의 제떼(jete) 동작을 수행하는데 있어 도움닫기와 점프의 비교를 통한 점프동작의 상해발생 위험도를 운동역학적 변인을 찾아내고, 이러한 분석을 통해 과학적이고 합리적인 지도방법과 올바른 자세의 습득으로 인해 상해를 예방할 수 있는 기초 자료를 제공하는 데 주된 목적이 있다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구의 대상은 신체적 조건과 현재 발레를 전공하고 있는 대학생들 9명을 선정하였다. 연구대상의 신체적 특징은 다음 <Table 1>과 같다.

Table 1. Individual characteristics of subject (M±SD)

Subject	Age (yr)	Height (cm)	Body mass (kg)	Career (yr)
(n=9)	20.89 ±1.17	160.89 ±7.01	48.89 ±3.26	8.11 ±0.93

2. 실험 장비

본 연구에 사용된 3차원 동작분석 시스템 및 지면반력 장비의 주요 실험 장비의 구성은 <Table 2>와 같다.

Table 2. characteristics of experimental tools

	Measurement	Spec	Manufacturer
H/W	Motion	Motion Capture System	Motion Analysis
	Sensor	Digital video camera	Sony
	Measure the Force	NLT Reflection Marker Force Plate	Motion Analysis Motion Analysis Kistler
S/W	Operations	Cortex2	Motion Analysis
	Simulation	SIMM 6	Musculographi

3. 실험절차 및 분석방법

본 연구를 위한 실험은 분석 장비가 갖춰진 실험실에서 실시하였다. 3차원 영상분석을 위해 인체관절중심의 좌표화시 오차를 줄이기 위하여 연구대상자들은 검은색 레오타드(leotard)와 타이즈(tights)를 착용하게 하였으며, 인체분절의 해부학적 경계점을 표시하기 위하여 각 관절에 랜드 마커를 부착하여 충분한 연습을 실시한 후 실험을 실시하였다. 근전도 자료를 얻기 위해서 3차원 동작분석기 시스템에 획득한 3차원 동작 데이터를 SIMM에서 제공되는 근골격계 모델(full body model)에 적용하여 SIMM에서 지원하는 역동역학(inverse dynamics) 해석 기법을 활용하여 근 활성도를 계산하여 획득하였다. SIMM에서의 각도 계산은 각도를 구하고자하는 대상 관절의 3차원 축이 상위 관절의 3차원 축을 기준으로 각각의 축별로 어느 정도 움직였는지를 계산하는 방식으로 결과를 산출하였다.

3차원 좌표값의 산출은 Motion Analysis사의 Raptor CMOS 방식인 적외선방식을 사용하였으며, 이때 촬영속도는 120 frames/sec로 설정하였다. 센서의 해상도는 1280×1024 Pixel로 설정하여 촬영을 하였다. 또한 실험내용의 전반적인 촬영을 위해 비디오 카메라(PD-170)를 사용하였으며, 비디오카메라(PD-170)는 3CCD 방식으로 IEEE 1394케이블을 이용하여 영상을 저장하였다. MCS의 공간좌표 산출은 NLT(non linear transformation)방법을 토대로 산출하였으며, 정적 보정("L" Frame Calibration)은 무용 동작을 편리하게 분석할 수 있는 위치에 놓고 동적 보정(dynamic calibration / wand calibration)을 이용하여 3차원 좌표 값을 생성하기 위한 NLT 계수들을 산출하였고, 좌표산출을 위한 프로그램은 Cortex2 프로그램을 이용하여 데이터를 산출하였다. 실험 도구의 배치도는 다음<Figure 1>과 같다.

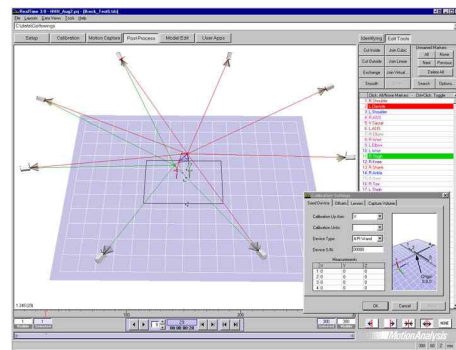


Figure 1. 3D setting of experimental situation

4. 이벤트(Event) 및 구간의 구분

본 연구에서 국면(event)과 구간(phase)으로 설정하였으며, 다음의 <Figure 2>와 같이 정의 하였다.

- E1 : 점프 전 도움닫기 단계에서 오른발이 지면에서 떨어지는 순간
- E2 : 오른발이 지면에 닿는 순간
- E3 : 점프 전 오른발이 지면에서 떨어지는 순간
- E4 : 점프 후 오른발이 지면에 닿는 순간

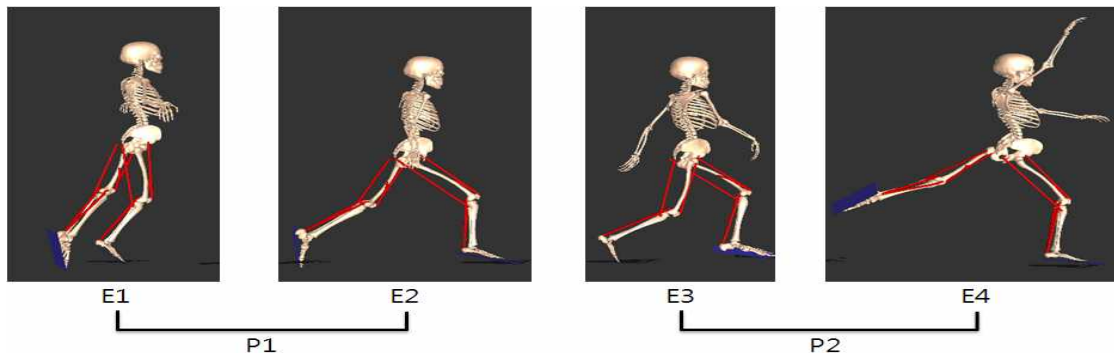


Figure 2. Event and phase

5. 통계처리

본 실험에서 얻어진 자료는 평균(M)과 표준편차(SD)를 산출하여 분석을 실시하였다. 발레 전공 대학생 집단의 제때(jete)동작 시 도움닫기와 점프의 생체역학적 차이를 규명하기 위하여 Window SPSS(Ver 17.0)을 이용하여 중속 ttest를 실시하였다. 이때의 유의수준은 $\alpha=0.5$ 로 설정하였다.

III. 결 과

1. 구간별 동작의 소요시간

구간별 동작 소요시간을 분석한 결과는 <Table 3>과 같다.

P1에서는 1.03초, P2에서는 2.03초로 P2에서 P1에 비해 약 2배 정도의 시간이 소요되는 것으로 나타났다.

Table 3. Duration time (unit: sec)

	P1		P2		p
	Average	SD	Average	SD	
Time	1.03	0.19	2.03	0.15	0.000***

*** $p < 0.001$

이때 p값은 <0.001로 유의하게 나타났다. 구간별 소요 시간의 분석 결과는 다음의 <Figure 3>과 같다

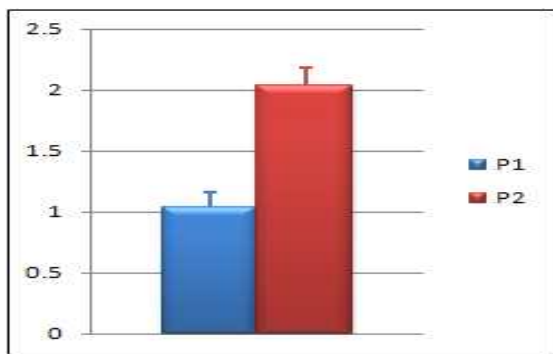


Figure 3. Duration time

2. 신체 중심의 위치

P1과 P2 간 신체 중심의 위치 변화량을 분석한 결과는 <Table 4>와 같다.

신체 중심의 전후 위치 변화량은 E2에서 85.60 cm, E4에서 149.98 cm로 P2에서 P1에 비해 약 64 cm 더 앞으로 이동하는 것으로 나타났다. 이 때 p값은 <0.001로 유의하게 나타났다.

Table 4. Changes of position in COM (unit: cm)

		P1		P2		p
		Average	SD	Average	SD	
forward-backward	E1&E3	0.00	0.00	0.00	0.00	0.000
	E2&E4	88.60	16.82	147.98	24.33	0.000***
rightward-leftward	E1&E3	0.00	0.00	0.00	0.00	0.000
	E2&E4	-5.04	4.61	4.33	4.60	0.001**
upward-downward	E1&E3	0.00	0.00	0.00	0.00	0.000
	E2&E4	-12.11	2.33	5.74	2.53	0.000***

*** $p < 0.001$

신체 중심의 좌우 위치 변화량은 E2에서 -5.04 cm, E4에서 4.3 cm로 E2에서는 E1에 비해 오른쪽으로 E4에서는 E3에 비해 왼쪽으로 신체 중심이 움직인 것으로 나타났다. 이 때 p값은 <0.01로 유의하게 나타났다.

신체 중심의 상하 위치 변화량은 E2에서 -12.11 cm, E4에서 5.74 cm로 E2에서는 몸이 E1에 비해 아래쪽으로 내려간 반면 E4에서는 E3에 비해 위쪽으로 올라간 것으로 나타났다. 이 때 p값은 <0.001로 유의하게 나타났다.

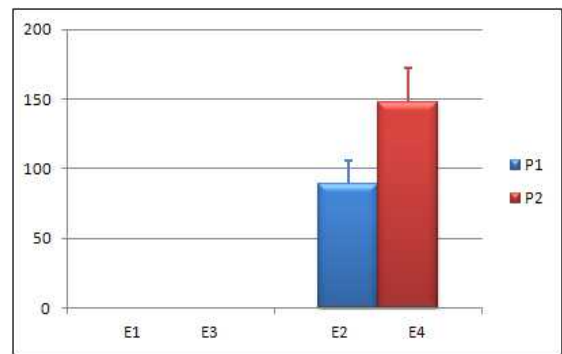


Figure 4. Changes of forward-backward position in COM

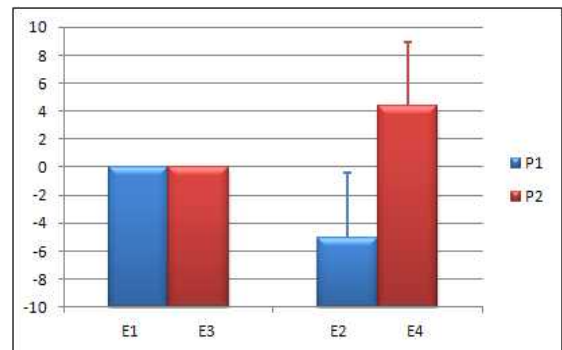


Figure 5. Changes of rightward-leftward position in COM

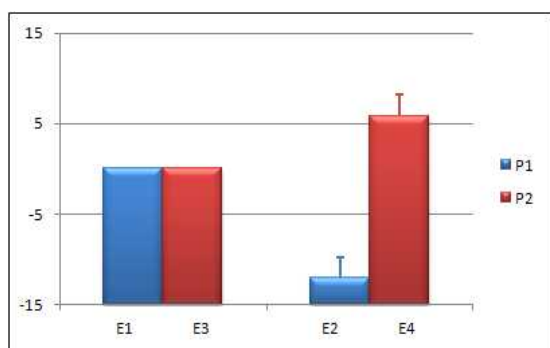


Figure 6. Changes of upward-downward position in COM

P1과 P2 간 신체 중심의 속도를 분석한 결과는 <Table 5>와 같다.

Table 5. Velocity of COM (unit: cm/sec)

		P1		P2		p
		Average	SD	Average	SD	
forward-backward	E1&E3	168.17	22.81	293.56	24.45	0.000***
	E2&E4	261.25	19.98	171.29	29.16	0.000***
upward-downward	E1&E3	122.05	17.33	54.39	11.25	0.000***
	E2&E4	-17.11	21.15	-168.03	23.74	0.000***

*** $p < 0.001$

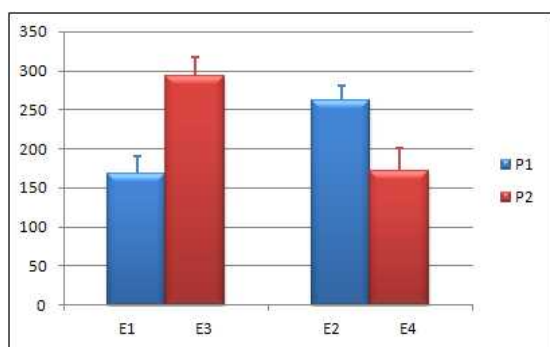


Figure 7. Velocity of COM forward-backward

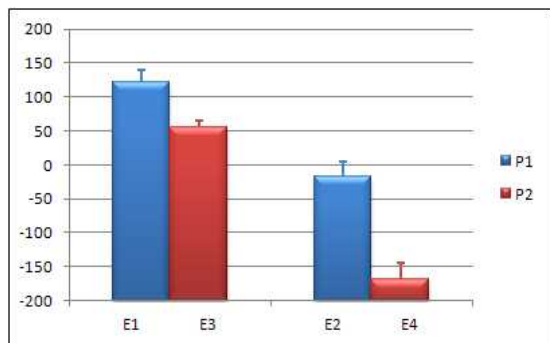


Figure 8. Velocity of COM upward-downward

신체 중심의 전후 속도는 E1에서 168.173 cm/sec, E3에서 293.56 cm/sec로 E1에 비해 E3에서 더 빠른 속도로 앞쪽 방향으로 이동하는 것으로 나타났고, 이 때 p 값은 <0.001 로 유의하게 나타났다.

E2에서 261.25 cm/sec, E4에서 171.29 cm/sec로 E2에 비해 E4에서 더 느린 속도로 앞쪽 방향으로 이동하는 것으로 나타났으며, 이 때 p 값은 <0.001 로 유의하게 나타났다. 신체 중심의 상하 속도는 E1에서 122.05 cm/sec, E3에서 54.39 cm/sec로 E1에 비해 E3에서 더 느린 속도로 위쪽 방향으로 이동하는 것으로 나타났고, 이 때 p 값은 <0.001 로 유의하게 나타났다. E2에서 -17.11 cm/sec, E4에서 -168.03 cm/sec로 E2에 비해 E4에서 더 빠른 속도로 아래쪽 방향으로 이동하는 것으로 나타났으며, 이 때 p 값은 <0.001 로 유의하게 나타났다.

3. 관절 각도

P1과 P2 간 관절 각도를 분석한 결과는 <Table 6>과 같다.

Table 6. Angle of joint (unit: deg)

		P1		P2		p
		Average	SD	Average	SD	
Right hip angle flexion-extension	E1&E3	30.67	7.84	8.05	9.24	0.000***
	E2&E4	59.36	6.68	50.88	5.21	0.008**
Right hip angle abduction-adduction	E1&E3	-1.37	4.78	3.07	4.20	0.052
	E2&E4	-8.04	6.99	-32.80	6.33	0.000***
Right knee angle flexion-extension	E1&E3	27.10	3.61	32.37	9.18	0.129
	E2&E4	38.89	6.91	20.53	3.17	0.000***
Right ankle angle flexion-extension	E1&E3	-20.81	9.22	-8.87	9.81	0.017*
	E2&E4	-3.51	10.30	-25.81	5.70	0.000***

** $p < 0.01$ *** $p < 0.001$

오른쪽 고관절의 전후 각도는 E1에서 30.67°, E3에서 8.05°로 E1에 비해 E3에서 앞쪽 방향으로 적게 굽히는 것으로 나타났고, 이 때 p 값은 <0.001 로 유의하게 나타났다. E2에서 59.39°, E4에서 50.88°로 E2에 비해 E4에서 앞쪽 방향으로 적게 굽히는 것으로 나타났으며, 이 때 p 값은 <0.01 로 유의하게 나타났다.

오른쪽 고관절의 전후 각도는 E2에서 -8.04°, E4에서 -32.80°로 E2에 비해 E4에서 몸 바깥쪽 방향으로 더 많이 굽혀지는 것으로 나타났으며, 이 때 p 값은 <0.001 로 유의하게 나타났다.

오른발 무릎 각도는 E2에서 38.89°, E4에서 20.53°로 E2에 비해 E4에서 무릎을 덜 굽히는 것으로 나타났으며, 이 때 p 값은 <0.001 로 유의하게 나타났다. 오른발 발목 각도는 E1에서 -20.81°, E3에서 -8.87°로 E1에 비해 E3에서 많이 구부리고 있는 것으로 나타났

고, 이 때 p 값은 <0.05 로 유의하게 나타났다. E2에서 -3.51° , E4에서 -25.81° 로 E2에 비해 E4에서 적게 구부리고 있는 것으로 나타났다. 이 때 p 값은 <0.001 로 유의하게 나타났다.

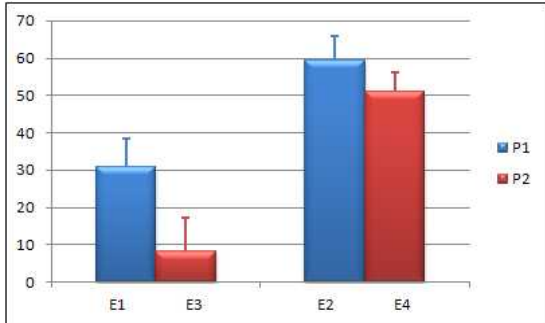


Figure 9. Right hip angle flexion-extension

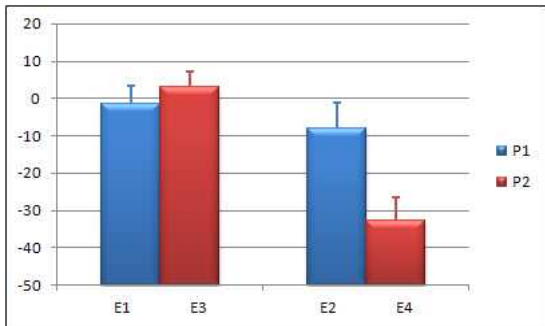


Figure 10. Right hip angle abduction-abduction

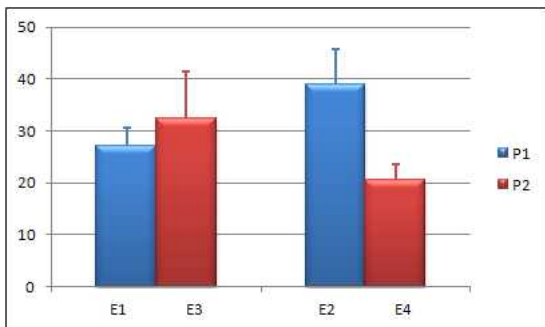


Figure 11. Right knee angle flexion-extension

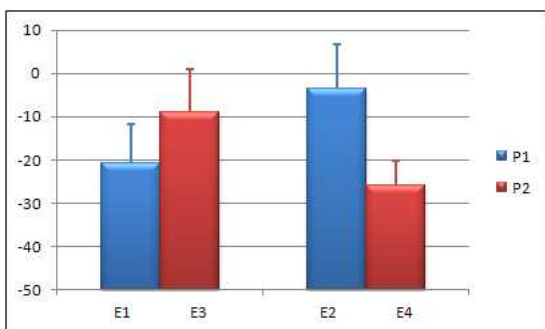


Figure 12. Right ankle angle flexion-extension

4. 관절 토크

P1과 P2 간 관절 토크를 분석한 결과는 <Table 7>과 같다.

Table 7. Torque (unit: Nm)

		P1		P2		p
		Average	SD	Average	SD	
Right hip torque flexion-extension	E1&E3	28.16	12.23	53.36	22.57	0.010*
	E2&E4	-0.75	6.48	56.52	18.03	0.000***
Right hip torque abduction-abduction	E1&E3	-14.83	10.00	-2.49	6.83	0.008**
	E2&E4	-2.54	4.75	-42.24	16.35	0.000***
Right knee torque flexion-extension	E1&E3	-4.80	2.48	-0.70	2.88	0.005**
	E2&E4	0.66	1.78	-15.63	4.02	0.000***
Right ankle torque flexion-extension	E1&E3	0.55	0.11	0.47	0.16	0.234
	E2&E4	0.54	0.07	1.93	0.40	0.000***

* $p<0.05$ ** $p<0.01$ *** $p<0.001$

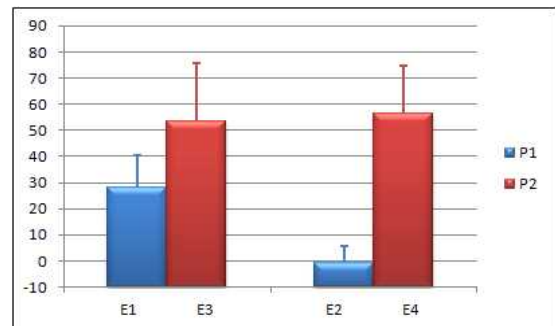


Figure 13. Right hip torque flexion-extension

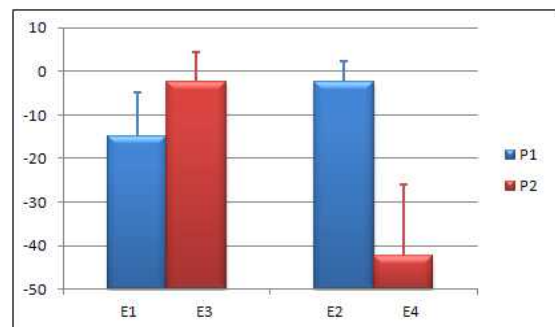


Figure 14. Right hip torque abduction-abduction

오른쪽 고관절에 걸리는 힘은 E1에서 28.16 Nm, E3에서 53.36Nm로 E1에 비해 E3에서 앞쪽 방향으로 두 배 정도의 힘이 가해지는 것으로 나타났고, 이 때 p 값은 <0.05 로 유의하게 나타났다.

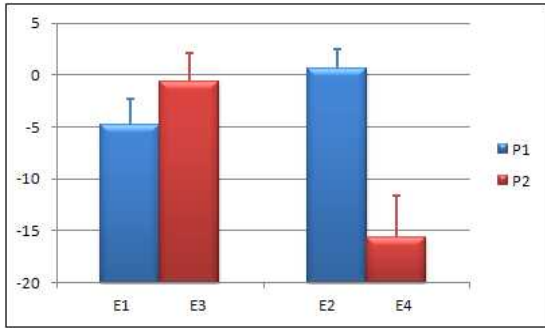


Figure 15. Right knee torque flexion-extension

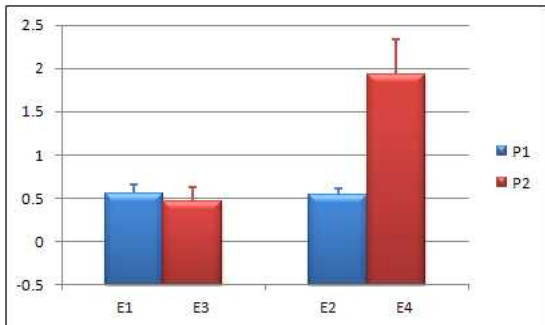


Figure 16. Right ankle torque lexion-extension

E2에서 -0.75 Nm, E4에서 56.52 Nm로 E2에 비해 E4에서 앞쪽 방향으로 더 많은 힘이 걸리는 것으로 나타났으며, 이 때 p 값은 <0.001로 유의하게 나타났다. 오른쪽 고관절에 걸리는 힘은 E1에서 -14.83 Nm, E3에서 -2.49 Nm로 E1에 비해 E3에서 몸 바깥쪽 방향으로 적은 힘이 가해지는 것으로 나타났고, 이 때 p 값은 <0.01로 유의하게 나타났다. E2에서 -2.54 Nm, E4에서 -42.24 Nm로 E2에 비해 E4에서 몸 바깥쪽 방향으로 많은 힘이 걸리는 것으로 나타났으며, 이 때 p 값은 <0.001로 유의하게 나타났다. 오른쪽 무릎에 걸리는 힘은 E1에서 -4.80 Nm, E3에서 -0.70 Nm로 E1에 비해 E3에서 적은 힘이 가해지는 것으로 나타났고, 이 때 p 값은 <0.01로 유의하게 나타났다. E2에서 0.66 Nm, E4에서 -15.63 Nm로 E2에 비해 E4에서 많은 힘이 걸리는 것으로 나타났으며, 이 때 p 값은 <0.001로 유의하게 나타났다. 오른쪽 발목에 걸리는 힘은 E2에서 0.54 Nm, E4에서 1.93 Nm로 E2에 비해 E4에서 많은 힘이 걸리는 것으로 나타났으며, 이 때 p 값은 <0.001로 유의하게 나타났다.

5. 근 활성화 분석

P1과 P2 간 근 활성도를 분석한 결과는 <Table 8>과 같다.

오른발 대퇴직근의 활성화도는 E2에서 77.04%, E4에서 29.05%로 E2에 비해 E4에서 덜 활성화되는 것으로 나타났으며, 이 때 p 값은 <0.05로 유의하게 나타났다. 오른발 내측광근의 활성화도는 E2에서 9.30%, E4에서 32.10%로 E2에 비해 E4에서 많이 활성화되는 것으로 나타났으며, 이 때 p 값은 <0.01로 유의하게 나타났다.

Table 8. Right rectus femoris activation

(unit: %)

		P1		P2		p
		Average	SD	Average	SD	
Right rectus femoris	E1&E3	78.73	20.21	70.64	30.07	0.512
	E2&E4	77.04	28.97	29.05	40.59	0.011*
Right vastus medialis	E1&E3	0.00	0.00	0.00	0.00	0.000
	E2&E4	9.30	12.71	32.10	10.53	0.001**
Right medial gastrocnemius	E1&E3	34.25	25.40	77.97	34.73	0.008**
	E2&E4	0.00	0.00	3.11	4.10	0.037*
Right lateral gastrocnemius	E1&E3	30.11	21.40	79.41	27.40	0.001**
	E2&E4	0.40	1.18	12.76	21.51	0.104

* p <0.05

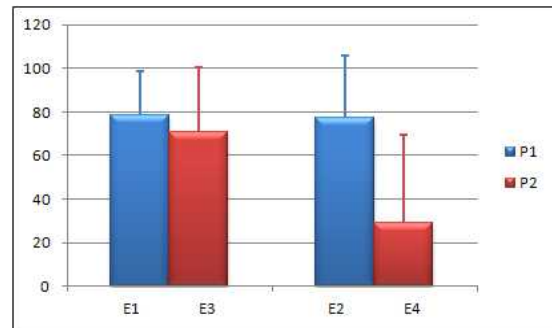


Figure 17. Right rectus femoris activation

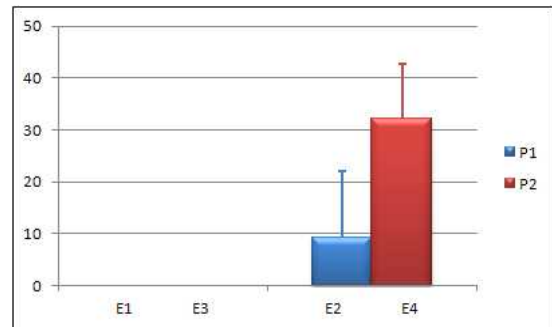


Figure18. Right vastus medialis activation

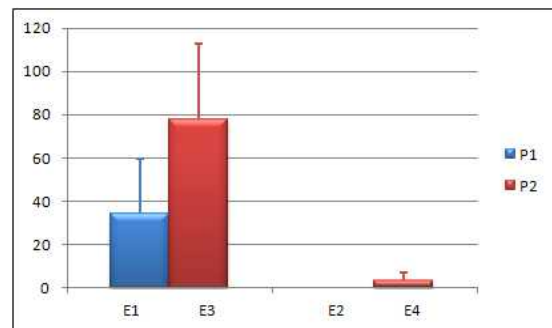


Figure 19. Right medial gastrocnemius activation

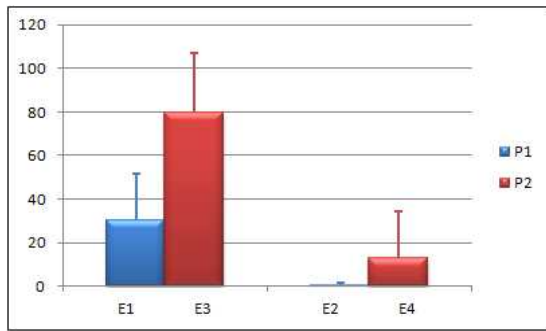


Figure 20. Right lateral gastrocnemius activation

E2에서 0.00%, E4에서 3.11%로 E2에 비해 E4에서 많이 활성화되는 것으로 나타났으며, 이 때 p 값은 <0.05 로 유의하게 나타났다. 오른발 바깥쪽 비복근의 활성화도는 E1에서 30.11%, E3에서 79.41%로 E1에 비해 E3에서 많이 활성화되는 것으로 나타났고, 이 때 p 값은 <0.01 로 유의하게 나타났다.

IV. 논 의

발레는 턴아웃(turn-out), 토댄싱(toe-dancing), 도약(jumping), 회전(pirouette) 등 일상 생활에서 자주 행할 수 없는 해부학적 구조의 한계를 넘어서는 특수한 동작들을 필요로 하기 때문에 항상 각종 상해에 노출되어 있다(Quirk, 1988). 발레 무용수들의 80% 이상이 상해를 경험하고(Shan, 2005) 발레 상해의 64%-80%는 하지 상해이다(Arendt, Kerschbaumer, 2003). 특히, 제떼(jete) 동작은 하지 중심의 운동으로 족관절부의 격렬한 움직임을 필요로 하고, 발의 해부학적 구조에 부담을 주도록 고안되어 있으므로(Lee, 1994), 이 동작의 과학적 수행은 무용수들의 부상을 예방할 수 있는 중요한 근거가 될 수 있다. 따라서 본 연구에서는 제떼(jete) 동작을 수행하는데 있어 도움닫기와 점프의 비교를 통한 점프와 착지 동작의 상해 발생 위험도를 운동역학적으로 분석하였다. 착지기술은 하지 관절의 굴곡운동과 하지근육의 신장성 수축의 두 가지 하지 관절의 기능에 의해서 결정되므로 안정적인 착지동작을 수행하기 위해서는 착지 국면에서 신체운동량과 수직반발력을 감소시킬 수 있는 착지기술이 필요하다 (Devita & Skelly, 1992). 본 연구에서 착지 시 가장 큰 모멘트는 힙 신전, 무릎 신전, 발목 신전 순서로 보이고 있다. 특히 착지 동작 시 오른쪽 고관절의 전후 방향으로 가해지는 토크는 E2에서 -0.75 Nm, E4에서 56.52 Nm, 좌우 방향으로는 E2에서 -2.54 Nm, E4에서 -42.24 Nm로 P1에 비해 P2에서 매우 많은 토크가 가해지는 것을 볼 수 있다. 또한 힙 관절의 전후 방향에서는 굴곡 모멘트가 좌우 방향에서는 신전 모멘트가 큰 역할을 하므로 안정적인 제떼(jete) 동작을 위한 힙 근력 트레이닝은 신전과 굴곡

에 대한 트레이닝이 동시에 필요한 것으로 사료된다. 스포츠 활동에서 안정된 착지 능력은 착지 후 빠른 연결 동작을 가능하게 하고 착지 시 부하를 효율적으로 제어하여 상해의 위험을 줄일 수 있다. 선행연구(Thomas, Michael Mark, 2008)에서는 착지 동작 시 무릎관절의 굴곡각을 크게 함으로써 무릎의 상해를 줄여줄 수 있다고 보고하고 있다. 본 연구에서 도움닫기 구간의 E2 보다 E4에서 무릎 굴곡 각도가 적은 것으로 나타났다. 따라서 오른발 무릎에 걸리는 토크는 E2에서 0.66 Nm, E4에서 -15.63 Nm로 E4에서 굽혀지는 방향으로 상당히 큰 토크가 발생하는 것으로 나타났다. 이러한 결과는 E4에서 E2에 비하여 착지 시 신체 중심속도가 빠르게 때문에 지면으로 받는 충격량도 커지게 되므로 지면으로 받는 충격력을 감소시켜 무릎 상해의 위험을 줄이기 위해서는 E4에서 착지 시 무릎을 더 굽히는 동작이 필요할 것으로 사료된다.

발목의 상해는 착지 시 족저 굴곡과 내반이 있을 시에 발생할 확률이 가장 높다고 보고하고 있다(Safran, Benedetti, Bartolozzi & Mendelbaum, 1999). 착지순간의 경우 E2에 비하여 E4에서 발목 배측 굴곡각도가 더 크며 발목의 배측 굴곡 방향으로 토크도 더 큰 것으로 나타나고 있다. E4에서 E2에 비하여 무릎의 굴곡보다는 발목의 배측 굴곡을 통해 착지 시 자세를 유지하는 것으로 보이고 있다. 따라서 안정적인 착지를 위해서는 발목 강화를 위한 트레이닝이 필요할 것으로 판단된다.

발레 무용수들은 매일 훈련과 공연을 하는 동안 약 200회 이상의 점프 후 착지 동작을 수행한다(Liederbach et al., 2006). Solomonow, Baratta & Zhou(1987)은 전방십자인대에 직접적으로 미치는 부하를 감소시키기 위해서는 대퇴직근의 활동을 적절하게 억제하는 동시에 대퇴 이두근의 활동을 더 증가시키는 것이라고 하였다. 본 연구에서 E4에서 E2에 비하여 대퇴직근의 활성화도는 감소한 것으로 나타나 점프 착지 시 전방십자인대에 미치는 부하를 적절하게 감소시키고 있는 것으로 사료된다. 또한 오른발 내측광근의 활성화도 E2에서 9.30%, E4에서 32.10%로 착지 시 소매 동작을 유지하기 위해 오른발 내측광근은 많이 사용하게 되는 것으로 유추됨으로 착지 후 안정적인 소매 동작을 유지하기 위해서는 오른발 내측광근의 강화가 필요할 것으로 사료된다. 오른발의 비복근의 활성화도는 안쪽은 E1에서 34.25%, E3에서 77.97%, 바깥쪽은 E1에서 30.11%, E3에서 79.41%로 멀리 높이 점프하기 위해서 비복근을 많이 사용하게 되는 것으로 유추됨으로 안정적인 점프 동작을 위해서는 오른발의 비복근의 강화가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 발레의 제떼(jete) 동작을 수행하는데 있어 도움닫

기와 점프 구간에 대한 생체역학적 분석을 통하여 점프와 착지 동작 시 하지의 상해 발생 요인을 규명하고자 하였다. 이러한 연구결과를 토대로 다음과 같은 결론을 도출하였다.

발레 제떼(jete)동작에서 점프 착지 시 발생하는 관절 모멘트의 크기는 힙, 무릎, 발목 순으로 나타나고 있으며 힙 관절 모멘트는 도움단기의 착지에서는 굴곡 모멘트가 작용하고 점프 착지에서는 신전모멘트가 작용하는 것으로 나타나고 있다. 그러므로 착지 동작 시 안정적인 몸통 동작을 위해서는 힙 관련 근육들에 대한 신전과 굴곡 트레이닝이 필요할 것으로 판단된다.

착지 동작 시 무릎 상해 예방을 위해서는 무릎관절의 굴곡 각을 크게 하는 것이 바람직하다고 보고하고 있으나 본 연구에서는 점프 착지 구간에서 도움단기 착지 구간에 비하여 무릎 굴곡 각도는 적으며 무릎에서 신전 모멘트는 더 큰 것으로 나타나고 있다. 따라서 점프 착지 동작 시 상해 발생 요소를 감소시키기 위해서는 무릎 굴곡각을 더 크게 하도록 하는 것이 필요할 것으로 사료된다.

발목의 상해는 착지 시 족저 굴곡과 내반이 있을 시에 발생할 확률이 가장 높다고 보고하고 있다. 본 연구에서는 착지 시 발목 운동은 배측 굴곡이 일어나고 있으며 점프 착지 구간에서 도움단기 구간에 비하여 발목의 배측 굴곡이 더 크고 신전 모멘트도 더 큰 것으로 보이고 있다. 본 연구에서 점프 착지 동작 시 무릎의 굴곡이 적은 대신 발목에서 배측 굴곡을 통해 충격을 흡수하는 것으로 나타나고 있다. 따라서 안정적인 점프 착지 동작을 위해서는 발목 배측 굴곡에 관련된 근육 트레이닝이 필요할 것이다.

추후에는 기술 수준이 다양한 기술수준의 피험자들을 대상으로 실시하여 기술수준에 따른 착지 동작 시 상해 발생 요인에 대한 연구가 이루어져야 할 것이다.

참고문헌

- Ahonen, J.(2008). Biomechanics of the foot in dance: a literature review. *Journal of Dance Medicine & Science*, 12(3), 99-108.
- Asking, C., Lund, H., Saartok, T., & Thorstensson, A.(2002). Self-reported hamstring injuries in student-dancees. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 12(4), 230-235.
- Chockley, C.(2007). Ground reaction force comparison between jumps landed on full foot and on pointe. *Journal of Dance Medicine & Science*, 11(1), 23-24.
- Donna, K. M., Virginia, W., Shane, S., Matthew, W., & Yiannis, K.(2011). Biomechanical Research in Dance A Literature Review. *Medical Problems of Performing Artists*, 26(1), 3.
- Fitt, S.(1996). *Dance Kinesiology*. New York: Schirmer.
- Golomer, E., & Fery Y. A.(2001). Unilateral jump behavior in young professional female ballet dancers. *International Journal of Neuro Science*, 381(1), 31-35.
- Harley, Y. X. R., Gibson, A. S., Harley, E. H., Lambert, M. I., Vaughan, C. L., & Noakes, T. D.(2002). Quadriceps strength and jumping efficiency in dancers. *Journal of Dance Medicine & Science*, 6(3), 87-94.
- Imura, A., Iino, Y., & Kojima, K.(2008). Biomechanics of the continuity and speed change during one revolution of the Fouette turn. *Human Movement Science*, 27, 903-913.
- Imura, A., & Yeadon, M, R.(2010). Mechanics of the Fouetté turn. *Human Movement Science*, 29, 947-955.
- Kassing., & Jay.(1998). *Teaching Beginning Ballet Technique*. Champaign: Human Kinetics.
- Khan, K. M., Bennell, K., Ng, S., Matthews, B., Roberts, P., Nattrass, C., Way, S., & Brown, J.(2000). Can 16-18-year-old elite ballet dancers improve their hip and ankle range of motion over a 12-month period. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 10(2), 98-103.
- Kostrovitskaya., & Pisarev.(1995). *School of Classical Dance*. London: Dance Books.
- Koutedakis, Y., & Jamurtas, A.(2004). The dancer as a performing athlete: physiological considerations. *Sports Medicine*, 34(10), 651-661.
- Lee, H. S.(1997). Biomechanical Analysis of Ballet Movement. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 7(1), 139-161.
- Martin, N. M., Kulas, A. S., & Schmitz, R. J.(2005). Asymmetrical landing forces in female dancers. *Journal of Athletic Training*, 40(2), 57.
- No, N. G.(2000). *A study of instructional Methodology for Ballet Bar work* Unpublished Master's Thesis, Graduate School of Ehwa Womans University, Seoul, Korea.
- Orishimo, K. F., Kremenec, I. J., Pappas, E., Hagins, M., & Liederbach, M.(2009). Comparison of landing biomechanics between male and female professional dancers. *American Journal of Sports Medicine*, 37(2), 187-193.
- Qurik, Chio.(1988, 1997). Ballet injuries: The Australian experience. *Clinics in Sports Medicine*, 2(3), November, 507-514.
- Shin, S. A.(1988). A Study on Knee Joint injuries Dancers. *Journal of Korean Physical Education Association for Girls and Woman*, 2(1).
- Steinberg, N., Hershkovitw, I., Peleg, S., Dar, G., Masharawi, Y., Heim, M., & Siev-Ner, I.(2006). Range of joint movement in female dancers and nondancers aged 8 to 16 years:

anatomical and clinical implications. *American Journal of Sports Medicine*, 34(5), 814-823.

- Suh, S. H.(2010). *Kinematic analysis of Fouette en dehors*. Unpublished Master's Thesis, Graduate school of Hanyang University, Seoul, Korea.
- Tark, J. H.(2003). A study on the metamorphosis of ballet dances foot after an ankle sprain. *Official Journal of the Korean Society of Dance Science*.
- Watkins, Clarkson., & Clarkson.(1990). *Dancing longer, Dancing Stronger*. NJ: A Dance Horizons Book, Princeton book Company Publishers, 53-88.
- White, J.(1996). *Teaching classical ballet*. Florida:Univ. Press of Florida.
- Wilson, Margaret., & Kwon, Y. H.(2008). The role of Biomechanics in Understanding Dance Movement: A Review. *Journal of Dance Medicine & Science*, 12(3), 109-116.
- Youm, H. C.(2005). Comparison of the kinematic analysis of grand Battement Jete a seconde in barrw between and unskilled ballet majors. *The Korean Journal of Dance*, 40, 14-33