Korean Journal of Sport Biomechanics
Vol. 22, No. 1, March 2012, 043-053

ISSN 1226-2226(Print), ISSN 2093-9752(Online)
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2012.22.1.043
http://www.kssb.or.kr

발레 무용수의 Fouette en dehors동작 시 하지분절에 대한 생체역학적 분석

이 진[1] · 오정환[2]
[1]충남대학교 대학원 체육학과 ·[2]충남대학교 사범대학 체육교육과

A Biomechanical Analysis of Lower Extremity Segment during the Fouette en dehors Performed by Ballet Dancers

Jin Lee[1] · Cheong-Hwan Oh[2]
[1]*Department of Physical Education, Graduate School of Chungnam National University, Daejeon, Korea*
[2]*Department of Physical Education, College of Education, Chungnam National University, Daejeon, Korea*

Received 31 January 2012; Received in revised form 12 February 2012; Accepted 20 March 2012

ABSTRACT

The purpose of this study was to quantitatively examine the biomechanical variables of Fouette turns for expert and beginner ballet dancers and to determine the difference in the variables between the two groups. sixteen female ballet dancers participated in this study. They were divided into an expert group(age, 25.38 ± 1.92 years; height, 168.38 ± 4.66 cm; mass, 49.63 ± 4.41 kg) and a beginner group(age, 20.88 ± 1.13 years; height, 161.63 ± 7.42 cm; mass, 48.88 ± 3.64 kg) depending on their ballet experience. Descriptive data were expressed as mean ± standard deviation (SD) for all variables including the duration, displacement of the center of the body, velocity of the center of the body, angle of the body segments, angular velocity of the body segments, ground reaction force, lower extremity torque, muscle activity, body weight, age, and body mass. An independence t-test was conducted to determine how the following variables differed between the beginners and experts: duration, displacement of the center of the body, velocity of the center of the body, angle of the body segments, angular velocity of the body segments, ground reaction force, lower extremity torque, and muscle activity. All comparisons were made at the $p<0.05$ significance level. The results show that the experts scored high on the biomechanical variables, although all the variables were not significant. Significant differences were found in the angle of body segments, angular velocity of the body segments, lower extremity torque, and muscle activity($p<0.05$). The findings of this study demonstrate that the experts have the required skill to make an improved Fouette turn. The findings may also help ballet dancers to learn and understand the Fouette turn.

Keywords : Biomechanics, Ballet Fouette, Lower Extremity Segment, Motion Analysis, Inverse Dynamics

Ⅰ. 서 론

무용은 인간의 신체 움직임들이 시공간적으로 이루어지는 종합적 예술 활동이며(Kwon, 2006; Park, 2005; Jeong, 2001; Hyun, 1993), 인간의 삶에 필수적인 움직임들이 시간과 공간속에서 연속되거나 정지하면서 하나의 형태를 이루는 동작으로 표현 되어 왔다. 또한 인간의 가장 기초적인 움직임을 통해 자기 내면적인 사상을 외적으로 표현하는 본능적 기능을 가지며, 인간이 생활속에서 신체를 통해 스스로 연기하는 예술이기 때문에 옛날부터 가장 인간적인 예술이라 불렀다(Lee, 2010). 무용의 가장 대표적인 형태로 발레는 움직임이 세련되고 예술성이 풍부하여 인간의 신체를 더욱 아름답게 만들어 주고, 품위 있는 인성을 형성해주며, 풍부한 표현을 가능하게 해준다(No, 2002).

무용에서 회전(rotating), 원운동(circling), 스핀(spinning), 공중회전(somersaulting), 트위스트(twisting), 삐루엣(pirouetting), 돌기

이 논문은 이진(2011)의 박사학위논문 중 일부를 발췌한 논문임.
Corresponding Author : Cheong-Hwan Oh
Department of Physical Education, College of Education, Chungnam National University, 99 Dawhak-ro, Yuseong-gu, Daejeon, Korea
Tel : +82-42-821-6442 / Fax : +82-42-821-8897
E-mail : jho@cnu.ac.kr

(turning), 스윙(swinging)등으로 다양하게 표현되는 인체의 회전 동작은 모든 종류의 무용에 있어서 공통적으로 사용되는 기술이다(Carr, Kenneth, 1996). 이와 같은 회전동작은 일반적으로 관성과 구심력간의 대립으로 일어나며(Ju, Lee, 2002), 회전동작을 시작하기 위한 토크(torque)를 얻을 수 있는 구조와 회전의 비율을 유지하기 위한 신체운동의 관성 모멘트(moment)조절 등에 의해 결정된다(Laws, 1984). 특히 발레의 연속회전동작인 Fouette(푸에떼) 회전은 한 발만을 지면에 지지한 채로 다른 한 발과 팔을 사용하여 계속적인 회전을 해야 하므로 탁월한 신체 조절능력이 필요하다. 또한 처음에는 정상적으로 시작하여 매번의 회전마다 마찰에 의해 감소된 각운동량을 회복하여 다시 회전하는 동작으로서(Suh, 1992), 흑조의 파드듸(pas de deux)에서 이루어지는 32바퀴 연속회전이 대표적이며, 1회전부터 32회전에 이르는 다양한 형태로 발전되어왔으며(Suh, 2010) 발레 작품의 절정부분에서 예외 없이 등장하는 매우 중요한 기술의 하나이다. 즉 발레의 무용수의 기교 중 가장 고난도의 테크닉으로서 모든 동작을 익힌 후 마지막에 시도되는 동작이기도 하다(Jeong, 2000). 따라서 이 회전 동작을 실수 없이 수행하는 것은 무용수들에게는 성취의 만족감을 그리고 관중들에게는 흥미로운 볼거리를 제공한다.

이렇듯 다양한 관점에서 회전동작은 신체의 여러 부분이 시간적 차이를 두고 복합적으로 움직임으로써 행하여지기 때문에 어떤 한부분이라도 그 움직임에 있어 미세한 실수를 범한다면 회전동작 전체가 실패로 돌아간다. 그러므로 회전동작은 치밀한 계산 하에 수행되어야 하는 상당한 고난도의 테크닉이다(choi, 1999). 하지만 발레를 전공하는 많은 무용수들은 회전에 관한 역학적 지식 없이 푸에떼 동작과 같은 연속회전동작을 습득하기 위해서 반복적 연습에 의존하고 있지만 과학적인 분석과 접근 없이 많은 시간을 할애하는 것은 시간을 허비할 뿐 아니라 부상의 위험에 노출되는 결과를 초래한다(Suh, 2010). 왜냐하면 올바르지 못한 반복적이고 과도한 사용은 관절변형이나 피로 골절 등의 만성부상의 원인이며, 결국에는 무용수로서의 생명을 단축시키거나 중지시키는 원인이 되기도 한다(Watkins Clarkson & Clarson, 1990).

이와 같은 관점에서 항상 상해의 위험으로부터 노출되어 있는 무용수들은 올바른 연습을 위해 무용 상해에 대한 기초 지식을 습득하고, 과학적인 예방과 적절한 치료법에 대한 지식을 필수적으로 습득 하는 것은 급선무라고 할 수 있다. 특히 상해예방을 위해서는 학생들은 가르치는 무용지도자 스스로도 무용손상 및 관리에 대한 해부학적 그리고 역학적 지식을 쌓아 무용인의 안전관리에 힘써야 한다(Lee, 1995).

국내·외에서 발표된 푸에떼 또는 발레에서의 회전동작에 관한 다양한 선행연구들은 주로 운동학적, 운동역학적 분석 등을 기초로 한 연구들이 대부분이며, 발레현장에서의 기술제어 부분에서 충분한 역할이 될 수 있도록 실용화하는 작업은 상당히 미비한 실정이다. 따라서 발레의 형태학적 특성상 기능적인 측면이 매우 중요하므로 Fouette 회전동작에 대한 정량적 분석해보고, 아울러 무용수의 좀 더 체계적인 트레이닝과 기술습득 측면의 활용성에 대한 자세한 내용을 다루어 현장접근성에 근접할 수 있는 과학적인 근거를 제시할 수 있어야 한다.

따라서 본 연구는 발레의 Fouette 동작 시 수행하는데 있어 숙련자 및 비숙련자 집단의 운동역학적 차이를 규명하는 것이며, 이러한 분석 결과를 토대로 발레 무용수들에게 효율적인 최적의 회전동작기술을 지도 할 수 있도록 훈련에 필요한 자료를 제공하는데 그 목적이 있다.

Ⅱ. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구의 대상은 신체적 조건과 회전 기능이 유사한 발레 전문 U발레단 8명을 숙련자 집단과 현재 발레를 전공하고 있는 대학생들로 연속회전을 정확히 수행할 수 없는 학생 8명을 비숙련자 집단으로 선정하였다. 연구대상의 신체적 특징은 다음 <Table 1>과 같다.

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

Subject(n)	Age(yrs)	Height(cm)	Body mass(kg)	Career(yr)
16	23.13±2.78	165.00±6.93	49.25±3.92	11.25±3.30

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

	Measure ment	Spec	Manufac turer
H/W	Motion	Motion Capture System	Motion Analysis
		Digital video camera	Sony
		NLT	Motion Analysis
	Sensor	Reflection Marker	Motion Analysis
	Measure the Force	Force Plate	Kistler
S/W	Operationg	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.

4. 이벤트(Event) 및 구간의 구분

본 연구에서 국면(event)과 구간(phase)으로 설정하였으며, 다음의<Figure 1>과 같이 정의 하였다.

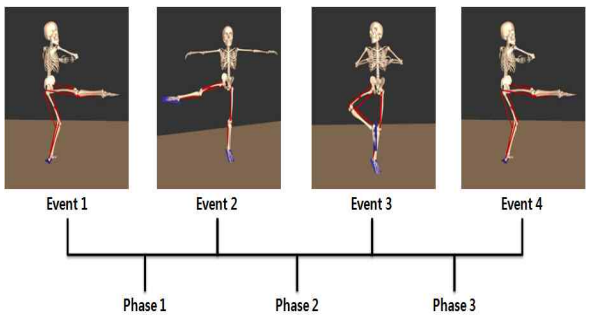

Figure 1. Event and phase

Event 1 : 왼쪽 지지다리가 지면에 닿으며, 무릎각이 굴곡되고 오른쪽 무릎각은 신전되는 순간

Even 2 : 왼쪽 지지다리로 를르베(relrve)동작 하여 발끝이지면에 닿으며, 오른발의 무릎이 신전되는 순간

Event 3 : 왼쪽 지지다리로 를르베(relrve)동작을 하여 발끝 이지면에 닿으며, 오른발을 왼쪽 지지다리로 옮겨 무릎이 왼쪽다리 무릎에 붙이고 회전하는 동작

Event 4 : 왼쪽 지지다리 왼발이 지면에 닿으며, 무릎각이 굴곡되고 오른쪽 무릎각은 신전되는 순간

5. 통계처리

본 실험에서 얻어진 자료는 평균(M)과 표준편차(SD)를 산출하여 분석을 실시하였다. 또한 숙련자와 비숙련자 집단 간의 차이를 규명하기 위해 Windows SPSS(ver 17.0)을 이용하여 indpendent t-test를 실시하였다. 이때의 유의수준은 a=.05로 설정하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 구간별 동작의 소요시간

본 연구에서 Fouette 동작 시 숙련자와 비숙련자 그룹간 왼쪽 지지다리 왼발이 지면에 닿으며, 무릎각이 최대한 굴곡, 오른쪽 무릎각은 최대한 신전되는 순간부터 다음 회전이 시작되는 순간까지를 분석한 결과는 <Table 3>와 같다.

Table 3. Duration time (unit: sec)

Time	Skilled	Unskilled	t	*p*
P1	0.19±0.02	0.22±0.03	-2.256	0.041*
P2	0.24±0.02	0.27±0.02	-2.946	0.011*
P3	0.48±0.05	0.50±0.08	-0.540	0.598
Total	0.91±0.06	0.99±0.06	-2.603	0.020*

* $p<.05$

P1 중 숙련자 그룹에서는 0.19(±0.02)초, 비숙련자 그룹에서는 0.22(±0.03)초로 나타나 숙련자 그룹이 회전동작 시 소요되는 시간이 더 적은 것으로 나타났다. 이때 p값은 0.041로 통계적으로 유의한 것으로 나타났다. P2 중 숙련자 그룹에서는 0.24(±0.02)초, 비숙련자 그룹에서는 0.27(±0.02)초로 나타나 숙련자 그룹이 회전동작 시 소요되는 시간이 더 적은 것으로 나타났다. 이때 p값은 0.011으로 통계적으로 유의한 것으로 나타났다. 전체 중 숙련자 그룹에서는 0.91(±0.06)초, 비숙련자 그룹에서는 0.99(±0.06)초로 나타나 숙련자 그룹이 회전동작 시 소요되는 시간이 더 적은 것으로 나타났다. 이때 *p*값은 0.020으로 통계적으로 유의한 것으로 나타났다.

2. 신체중심 이동변위

Fouette동작 시 신체중심 이동변위X(좌우), Y(전우)Z, (수직) 결과는 <Table 4>와 같이 나타났다.

Table 4. Center of Mass (unit: m)

		Skilled	Unskilled	t	*p*
X	P1	2.95±1.05	3.24±2.22	-0.328	0.748
	P2	2.57±3.96	1.78±1.94	0.72	0.484
	P3	3.13±1.03	2.75±2.43	0.404	0.696
Y	P1	1.18±0.81	2.59±1.48	-2.368	0.033*
	P2	1.47±0.74	1.78±1.94	-0.422	0.679
	P3	3.13±0.66	2.98±3.47	0.119	0.908
Z	P1	11.59±4.36	14.93±2.71	-1.837	0.087
	P2	19.40±8.62	15.29±5.13	1.157	0.266
	P3	3.86±1.34	7.02±4.24	-2.005	0.078

Note. *Significant at $p<.05$

Table 5. Angle of hip and knee and angle

(unit: deg)

Rotation				Skilled	Unskilled	t	*p*
Hip	Rz		P1	44.35±8.53	48.27±10.82	-0.804	0.435
			P2	56.44±14.99	58.91±9.27	-0.395	0.699
			P3	255.66±13.79	195.42±53.89	3.062	0.016*
	X	R	P1	17.05±12.76	10.04±4.92	1.452	0.181
			P2	26.42±9.71	16.83±10.52	1.896	0.079
			P3	50.57±11.62	28.73±17.28	2.966	0.010*
		L	P1	18.20±6.02	13.14±6.90	1.562	0.140
			P2	25.45±9.09	16.86±6.20	2.207	0.045*
			P3	15.03±4.46	11.18±3.01	2.022	0.063
	Y	R	P1	15.59±5.97	17.45±10.55	-0.435	0.672
			P2	8.39±6.56	9.70±2.68	-0.523	0.609
			P3	25.66±7.73	23.82±6.66	0.512	0.617
		L	P1	12.56±4.26	8.93±3.69	1.816	0.091
			P2	9.95±3.29	9.03±3.73	0.522	0.610
			P3	19.83±9.12	12.8±4.47	1.957	0.078
	Z	R	P1	3.02±4.43	8.45±8.91	-1.544	0.145
			P2	24.42±11.07	13.29±5.77	2.520	0.024 *
			P3	26.38±11.78	19.90±12.57	1.065	0.305
		L	P1	13.41±6.25	15.91±5.36	-0.856	0.406
			P2	19.15±6.76	19.01±4.82	0.050	0.962
			P3	20.63±10.00	22.75±6.17	-0.511	0.617
Knee	X	R	P1	82.32±27.47	62.65±26.45	1.458	0.167
			P2	88.1±24.73	66.57±30.09	1.563	0.140
			P3	36.86±20.08	39.70±16.62	-0.307	0.763
		L	P1	36.98±11.5	32.36±14.64	0.703	0.494
			P2	46.17±5.57	36.69±13.03	1.892	0.079
			P3	9.99±3.21	13.15±7.01	-1.16	0.265
Ankle	X	R	P1	0.04±0.01	0.15±0.30	-0.970	0.365
			P2	0.03±0.02	0.14±0.26	-1.106	0.287
			P3	0.07±0.03	0.05±0.02	1.686	0.114
		L	P1	45.23±13.39	41.99±14.46	0.465	0.650
			P2	58.28±1.25	49.48±14.71	1.686	0.135
			P3	9.38±5.34	12.00±11.96	-0.566	0.581

*p<0.05

Table 6. Torque of hip and knee and angle

(Unit : Nm)

Torque				Skilled	Unskilled	t	p
Hip	X	R	P1	52.10±27.06	29.32±11.66	2.187	0.046*
			P2	25.37±10.00	23.50±8.55	0.402	0.694
			P3	132.62±73.67	50.47±26.98	2.961	0.016*
		L	P1	73.41±24.51	74.91±24.65	-0.122	0.904
			P2	70.09±17.24	45.57±9.06	3.56	0.003**
			P3	151.16±62.45	74.94±18.54	3.310	0.010**
	Y	R	P1	54.26±41.13	30.42±14.65	1.545	0.158
			P2	74.63±35.63	43.47±28.65	1.927	0.074
			P3	199.37±98.21	96.77±70.97	2.394	0.031*
		L	P1	110.41±39.61	114.2±24.31	-0.231	0.821
			P2	105.05±64.21	112.5±56.99	-0.245	0.810
			P3	475.81±263.16	245.66±137.49	2.193	0.046*
	Z	R	P1	22.84±10.7	11.19±7.15	2.558	0.023*
			P2	16.24±5.090	10.68±4.73	2.266	0.040*
			P3	55.70±20.35	42.66±17.74	1.366	0.193
		L	P1	28.49±12.99	38.8±7.31	-1.956	0.071
			P2	15.41±5.34	34.71±17.88	-2.925	0.019*
			P3	19.62±10.12	14.98±2.99	1.245	0.248
Knee	X	R	P1	15.02±8.01	11.71±4.45	1.024	0.324
			P2	14.92±3.41	9.85±4.09	2.695	0.017*
			P3	21.32±6.68	14.89±8.74	1.65	0.121
		L	P1	131.51±52.91	132.32±27.09	-0.039	0.970
			P2	142.32±39.11	124.11±37.16	0.955	0.356
			P3	69.78±25.76	54.99±16.37	1.370	0.192
Ankle	X	R	P1	1.92±1.03	1.53±0.99	0.769	0.454
			P2	1.05±0.46	0.71±0.40	1.584	0.136
			P3	3.80±1.46	2.94±2.19	0.917	0.375
		L	P1	85.59±35.55	75.93±18.77	0.679	0.508
			P2	103.21±18.64	73.72±21.95	2.895	0.012*
			P3	51.63±10.73	49.49±9.18	0.428	0.675

*p<0.05 **p<0.01

Table 7.

MusleActivation			Skilled	Unskilled	t	p
B.F	R	P1	0.86±0.28	0.39±0.21	3.795	0.002**
		P2	1.00±0.34	0.76±0.16	1.765	0.108
		P3	0.96±0.11	0.77±0.11	3.440	0.004**
	L	P1	0.87±0.17	0.69±0.22	1.782	0.096
		P2	0.86±0.07	0.60±0.18	3.821	0.002**
		P3	1.06±0.17	0.82±0.18	2.788	0.015*
R.F	R	P1	0.62±0.21	0.46±0.22	1.514	0.153
		P2	0.65±0.32	0.63±0.20	0.134	0.895
		P3	0.96±0.24	0.69±0.15	2.616	0.020*
	L	P1	0.72±0.22	0.82±0.27	-0.875	0.396
		P2	0.98±0.16	0.88±0.09	1.597	0.138
		P3	0.93±0.14	0.73±0.21	2.215	0.044*
V.m	R	P1	0.52±0.23	0.65±0.30	-0.932	0.367
		P2	0.28±0.22	0.35±0.24	-0.597	0.560
		P3	0.62±0.17	0.65±0.23	-0.249	0.807
	L	P1	0.93±0.28	0.82±0.18	0.946	0.363
		P2	1.03±0.24	0.91±0.03	1.503	0.176
		P3	0.28±0.25	0.37±0.16	-0.872	0.398
M.S	R	P1	0.32±0.20	0.27±0.22	0.424	0.679
		P2	0.60±0.21	0.34±0.20	2.578	0.022*
		P3	0.01±0.05	0.06±0.01	-2.484	0.026*
	L	P1	0.86±0.17	0.70±0.15	1.953	0.071
		P2	0.84±0.23	0.75±0.11	0.981	0.350
		P3	0.82±0.27	0.56±0.15	2.308	0.041*
L.G	R	P1	0.30±0.19	0.39±0.23	-0.866	0.401
		P2	0.63±0.16	0.51±0.17	1.349	0.199
		P3	0.04±0.15	0.09±0.10	-0.792	0.442
	L	P1	0.87±0.20	0.62±0.14	2.858	0.013*
		P2	0.95±0.21	0.75±0.08	2.564	0.030*
		P3	0.91±0.17	0.89±0.20	0.190	0.851

*p<0.05 **p<0.01

X(좌・우)축 방향에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. Y(전・우)축의 P1에서 숙련자에서는 1.18±0.81, 비숙련자에서는 2.59±1.48로 나타나 비숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.033으로 통계적으로 유의하게 나타났다. Z(수직)축 방향에서는 P1에서 비숙련자가 숙련자에 비해 신체중심의 높이가 높고 편차가 매우 큰 것을 볼 수 있는데 이는 비숙련자가 숙련자에 비해 착지자세가 매우 불편함을 보여주고 있다.

3. 신체분절의 각도요인

Fouette 동작 시 신체중심축 회전각도, 고관절, 무릎, 발목으로 설정하였으며, 회전 각도요인을 분석한 결과는 <Table 5>과 같다. 고관절에서는 몸통회전 (Rz) P3에서 숙련자는 255.66(±13.78), 비숙련자는 11.18(±3.01)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.016으로 통계적으로유의하게 나타났다. 오른쪽(X)축 P3에서 숙련자는 50.57(±11.62), 비숙련자는 28.73(±17.28)로 나타나 숙련자는 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.010으로 통계적으로 유의하게 나타났다. 왼쪽(X)축 P2에서 숙련자는 25.45(±9.09), 비숙련자는 16.86(±6.20)로 나타나 숙련자는 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.045로 통계적으로 유의하게 나타났다. 오른쪽 (Z)축 P2에서 숙련자는 24.42(±11.07), 비숙련자는 13.29(±5.77)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.024로 통계적으로 유의하게 나타났다. 무릎과 발목에서는 숙련자와 비숙련자 모두에서 p값이 통계적으로 유의하지 않은 것으로 나타났다.

4. 관절 토크

Fouette동작 시 관절토크를 분석한 결과는 <Table 6 >와 같다. Hip에서는 X축 오른쪽 P1에서 숙련자는 52.10(±27.06), 비숙련자에서는 29.32(±11.66)으로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.046으로 통계적으로 유의하게 나타났다. P3에서 숙련자는 132.62(±73.67), 비숙련자에서는 50.47(±26.98)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.016으로 통계적으로 유의하게 나타났다. X축 왼쪽은 P2에서 숙련자는 70.09(±17.24), 비숙련자에서는 45.57(±9.06)으로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.003로 통계적으로 유의하게 나타났다. P3에서 숙련자는 151.16(±62.45), 비숙련자에서는 74.94(±18.54)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.010으로 통계적으로 유의하게 나타났다. Y축 오른쪽은 P3에서 숙련자는 199.37(±98.21), 비숙련자에서는 96.77(±70.97)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.031 로 통계적으로 유의하게 나타났다. Y축 왼쪽은 P3에서 숙련자는 475.81(±263.16), 비숙련자에서는 245.66(±137.49)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.046으로 통계적으로 유의하게 나타났다. Z축 오른쪽은 P1에서 숙련자는 22.84(±10.70), 비숙련자에서는 11.19(±7.15)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.023로 통계적으로 유의하게 나타났다.

P2에서 숙련자는 16.24(±5.09), 비숙련자에서는 10.68(±4.73)으로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.040로 통계적으로 유의하게 나타났다.

Z축 왼쪽은 P2에서숙련자는 15.41(±5.34), 비숙련자에서는 34.71(±17.88)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.019로 통계적으로 유의하게 나타났다. 무릎에서는 X축 오른쪽 P2에서 숙련자는 14.92(±3.41), 비숙련자에서는 9.85(±4.09)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.017로 통계적으로 유의하게 나타났다.

발목에서는 X축 왼쪽 P2에서 숙련자는 103.21(±18.64), 비숙련자에서는 73.72(±21.95)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.012로 통계적으로 유의하게 나타났다. 이 외의 나머지는 숙련자그룹과 비숙련자그룹 모두에서 p값이 통계적으로 유의하지 않은 것으로 나타났다.

5. 근육 활성도 분석

Fouette동작 시 근육에 대한 하지 근 활성도의 측정 결과는 <Table 7>과 같다. Biceps fomoris 에서 오른쪽 P1에서 숙련자는 0.86(±0.28), 비숙련자에서는 0.39(±0.21)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.002로 통계적으로 유의하게 나타났다. P3에서 숙련자는 0.96(±0.11), 비숙련자에서는 0.77(±0.11)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.004로 통계적으로 유의하게 나타났다. 왼쪽 P2에서 숙련자는 0.86(±0.07), 비숙련자에서는 0.60(±0.18)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.002로 통계적으로 유의하게 나타났다. P3에서 숙련자는 1.06(±0.07), 비숙련자는 (0.60±0.18)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.015로 통계적으로 유의하게 나타났다. Rectusfemoris에서 오른쪽 P3에서 숙련자은 0.96(±0.24), 비숙련자는 0.69(±0.15)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.020으로 통계적으로 유의하게 나타났다.

Medial gastrocnemius에서 오른쪽 P2에 숙련자는 0.60(±0.21), 비숙련자는 0.34(±0.20)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.022로 통계적으로 유의하게 나타났다. P3에서 숙련자는 0.01(±0.05), 비숙련자는 0.06(±0.01)으로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.026으로 통계적으로 유의하게 나타났다. 왼쪽 P3에서 숙련자는 0.82(±0.27), 비숙련자에서는 0.56(±0.15)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 p값은 0.041로 통계적으로 유의하게 나타났다.

Latatal gastrocnemius에서 왼쪽 P1에서 숙련자는 0.87(±0.20), 비숙련자에서는 0.62(±0.14)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를

보였다. 이때 p값은 0.013으로 통계적으로 유의하게 나타났다. P2에서 숙련자는 0.95(±0.21), 비숙련자는 0.75(±0.08)로 나타나 숙련자가 더 큰 차이를 보였다. 이때 P값은 0.030으로 통계적으로 유의하게 나타났다. 이 외의 경우에서는 숙련자와 비숙련자 모두에서 *p*값이 통계적으로 유의한 차이를 나타나지 않았다.

Ⅳ. 논 의

Fouette 동작 시 구간별 소요시간은 숙련자와 비숙련자간의 유의한 차이가 나타나지 않았으나 모든 구간에서 숙련자가 비숙련자보다 더 소요시간이 빠르게 나타났다. 이러한 결과는 발레의 여러 가지 회전동작의 소요시간을 분석한 연구결과와 일치한다. Sim(2004)의 숙련자와 비숙련자의 발레 아라베스크 동작의 역학적 분석 연구에서는 각 이벤트 구간별로 약간의 차이는 있지만 대체적으로 숙련자의 회전동작의 소요시간이 빠르다는 것을 보여줬다. Lee(2007)의 연구에서는 비숙련자의 경우 마무리를 준비하는 단계가 너무 짧아 전체적인 회전동작의 소요시간을 결정지을 수 있는 마무리 단계에서 숙련자보다 더 많은 시간을 소요하였다.

또한, Choi(1997)의 삐루엣 앙 디올(pirouette en dehors)의 운동역학적 분석 연구에서 여러 바퀴를 돌기 위해서는 신속하게 를르베 업을 해야 하고 그만큼 쁠리에(Plie)하는 시간을 줄이고 를르베 업(up)을 가볍게 해야 한다고 하였다. 비숙련자는 불필요한 동작을 숙련자보다 많이 보임으로써 회전동작의 소요시간이 길었다.

이상의 선행연구들의 공통점은 숙련자가 비숙련자보다 특정 동작 수행 시 소요되는 시간이 더 짧다는 것을 보여줬으며 이러한 결과는 본 연구의 결과와 유사하다고 할 수 있다. 즉, Fouette 동작의 소요시간은 숙련자가 짧았다. 이는 본 연구의 결과인 구간별 동작의 소요시간이 숙련자가 비숙련자보다 빠르다는 것과 유사한 것으로 나타났다.

X축, Y축, Z축에 대한 신체중심의 이동변위는 숙련자가 비숙련자에 비해 작게 나타났다.이에 따른 선행연구로, Jeong(2000)의 Fouette en tournant 연구에서 지면에 대한 머리각도의 경우는 어깨나 골반에 비해 정면에 초점을 유지하다가 동작다리가 파세(Passe) 될 때 갑자기 다리 지지를 시작하여 짧은 순간에 다시 앞으로 돌아온다고 하였고, 이는 몸통의 회전과는 달리 짧은 순간에 회전하는 지지의 형태를 잘 보여준다고 하였다. 그리고 Kim, Choi(2000)은 삐루엣 앙 디올(pirouette en dehors) 연구에서 회전 자세를 취하기 위해 를르베 업(relrve up)과 파세(Passe)를 하는데 이때 무게중심을 상승시키는 동시에 회전을 위한 회전력을 얻어야 하므로 지면에 접촉되어 있던 양 발바닥은 서로 반대 방향으로 지면을 밀어내는 움직임을 행하게 된다고 하였다.

본 연구에서는 X, Y, Z축을 구분하여 무게중심 변위를 기술한 이유는 무용동작은 동일 축(Z축)을 기준으로 반복 되는 회전동작을 하기 때문에 회전축을 기준으로 중심의 좌우이동이나 전후이동, 수직이동변위가 중요한 변인으로 작용하기 때문이라는 가정 하에 수행하였기 때문이다.

또한 수직축의 높이에서 숙련자가 비숙련자에 비해 인체중심의 변화가 적고 편차 또한 상대적으로 적은 것으로 나타났다. 이는 숙련자가 비숙련자에 비해 불필요한 이동 없이 자세가 안정적으로 유지되고 있음을 알 수 있다. 본 연구와 관련하여 Kim, Lee(2001)은 회전수에 따른 발레 삐루엣 앙 디올(pirouette en dehors)의 동작분석 연구에서 착지전(착지준비) 단계에서 오른발 끝을 위로 끌어올렸다가 착지하기 때문에 착지 준비 단계에서 중심의 위치가 다소 높아진다고 하였고, 이는 중심을 위로 끌어올려 회전력을 급감시킴으로서 착지준비와 균형유지를 도와주는 요인이라고 보고하고 있다. Lee(2007)의 발레 회전동작의 역학적 분석 연구에서 신체가 회전하고 있는 지점에서 숙련자의 신체 중심의 높이가 비숙련자들에 비해 높음을 알 수 있다고 하였다. 이상의 결과는 신체중심의 이동변위는 무용의 회전동작이라는 특성상 좌·,우 전,후축 보다는 수직축의 이동이 중요변인으로 나타났고, 적절한 타이밍에서의 수직축 움직임을 추후 연구해볼 필요가 있을 것이다.

고관절 각도는 오른발, 왼발 모든 국면에서 숙련자보다 비숙련자가 더 크게 나타났다. 또한 오른쪽 무릎 관절의 각도 차이는 숙련자가 비숙련자보다 크게 나타났으나 E2국면에서는 숙련자가 비숙련자보다 작게 나타났다. 그리고 왼쪽 무릎의 각도 차이는 오른쪽 무릎과 반대로 숙련자가 비숙련자보다 작게 나타났으나 E2국면에서는 크게 나타났다. 또한, 발목관절은 오른발 왼발 모두 숙련자가 작게 나타났다.

본 연구와 관련하여 Yoo & Park(1999)의 Fouette en tournant en dehors 연구에서는 오른 관절각과 왼 고관절각의 크로아제(Croise)와 알라스콩드(A la second)의 순간 동작 간 유의한 차이는 없지만, 뻗기 시에서의 오른쪽 관절각이 접기에서의 오른쪽 관절각으로 진행시보다 그 각이 작아지는 것으로 보아 다리의 위치가 점차 높아진다고 하였고, 왼쪽 고관절 각의 경우 왼쪽 고관절 각이 접기 시보다 작은 것은 오른 다리의 접기 동작에서 왼쪽 고관절 각이 신전되는 것을 알 수 있고 뻗기 시의 왼쪽 고관절 각이 굴곡 된다고 하였다. 그리고 Lee(2007)의 발레 회전동작의 역학적 분석 연구에서는 앙 디오르 돌기 전인 E3에서의 무릎 굴곡 각은 숙련자(L=59.67° R=56.72°), 비숙련자(L=59.02° R=44.40°) 간에 큰 차이가 나지 않았지만, 비숙련자의 경우 왼쪽 무릎보다 오른쪽 무릎을 적게 굴곡 시킨 것을 볼 수 있다고 하였다. 발목관절에 관한 선행연구로 Yu, Park(2003)는 PIQUE BALANCE의 분석연구에서는 지지다리의 발끝이 지면에 닿아 발끝으로서의 순간까지의 각운동량이 큰 것이 밸런스

유지에 유리한 것으로 보고하였고, Gwag(2009)의 pirouette en dehors 연구에서는 동작 중 오른쪽 발목관절은 차이가 없다는 결과가 나타내고 있고 이는 발레 회전동작 시 중요한 요소 중의 하나인 신체분절의 각도는 각도가 큼으로써 각운동량을 증가시킬 수 있으며 이러한 각 운동량의 증가는 더 효율적이고 안정된 동작을 수행할 수 있는 기본이 되는 것이다. 따라서 선행연구에서도 나타난 결과와 같이 신체분절의 각도, 즉 큰 신체분절의 각도는 숙련된 발레 무용수들에게서 볼 수 있다. 이러한 결과는 본 연구의 결과와 유사하다고 할 수 있다.

이상의 결과는 왼쪽 지지다리로 를르베(relrve)동작을 하여 발끝이 지면에 닿으며, 오른발을 왼쪽 지지다리로 옮겨 무릎을 왼쪽다리 무릎에 붙이고 회전하는 동작인 3국면에서의 원활한 회전을 위해서는 하지관절의 각을 크게 하지 않는 것이 바람직한데, 회전이 시작되는 도입부에서는 신전 시 보다 수축 상태에서 더 큰 힘을 발휘 할 수 있기 때문인 것으로 사료된다.

본 연구에서 관절부하를 살펴보면 오른쪽은 숙련자에 비해 전체 구간에 걸쳤어 좀 더 많은 부하가 걸리고 있음을 볼 수 있는데 이것은 숙련자가 비숙련자에 비해 전체 구간에 걸쳤어 좌우 방향으로 더 많은 회전을 주기 때문이다. 동작의 지지축이 되는 왼발의 경우에는 P1(다운)과 P2(업) 구간에서는 숙련자는 무릎과 발목에 더 많은 부하가 걸리는 반면 비숙련자는 고관절에 더 많은 부하가 걸리고 있음을 보여주고 있고 P3(회전) 구간에서는 별반 큰 차이를 보이지 않고 있음을 보여주고 있다.

고관절과 무릎관절에서는 숙련자가 비숙련자보다 양쪽발 모두 더 높게 나타났다. 또한 오른쪽 발목관절의 경우 E1과 E4에서 숙련자가 비숙련자보다 높게 나타났고, 턴 동작 시 지지발의 역할을 하는 왼쪽 발목의 경우에는 숙련자와 비숙련자 모두 크게 차이가 없는 것으로 나타났다. 이와 비슷한 선행연구를 살펴보면 Jeong(2007)의 연구에서 하지관절의 모멘트는 체중을 지지하던 발목관절이 최대굴곡지점에서 신전되는 순간이 크게 나타나므로 샤세(Chasse) 동작 E3이 신전모멘트 값이 가장 크게 나온 것으로 보인다. 또한, 소드바스끄(saut de basque) 착지 시 슬관절에 작용하는 모멘트 결과는 샤세(Chasse) 동작 E2에서 가장 큰 굴곡모멘트가 발생하였고, Pose 동작 E1, E3에서 샤세(Chasse) 동작보다 신전모멘트가 발생됨을 알 수 있다. 소드바스끄(saut de basque) 동작 착지 시 고관절에 작용하는 모멘트는 샤세(Chasse) 동작이 전체적으로 Pose 동작 보다 신전모멘트가 발생됨을 알 수 있다. 발목관절, 슬관절, 고관절의 평균모멘트 값을 살펴보면 굴곡과 신전이 대상자간에 다소 차이가 있지만, 전체적으로 E2에서 발목과 무릎은 굴곡 모멘트를 고관절에서는 신전모멘트가 발생되었다.

이상의 결과 수직축을 기준으로의 효율적인 회전동작을 위해서는 전후, 좌우 축 변인 보다 수직축의 변인을 크게 하는 것이 바람직한데, 본 연구결과 특히, 2국면에서 비숙련자가 전후, 좌우 축에서 크게 나타난 것은 효율적인 수직축에서의 회전이 이루어 지지 않는 다는 것을 나타내고 있다.

본 연구에서 회전동작 시 근육활성도를 살펴보면 구간별 오른쪽 근육의 활성도의 P1(다운) 구간에서는 숙련자오른쪽 Rectus femoris를 비숙련자는 오른쪽 Vastus medialis를 더 사용함을 알 수 있고 P2(업) 구간에서는 숙련자가 오른쪽 Medial gastrocnemius를 비숙련자는 오른쪽 Rectus femoris를 더 많이 사용하고 있음을 보여주고 있다. P3(회전) 구간에는 별반 큰 차이를 보이지 않고 있다. 구간별 왼쪽 근육의 활성도를 보여주는 전 구간에서 숙련자와 비숙련자의 근육 활성도 패턴은 거의 유사하나 단지 숙련자가 비숙련자에 비해 좀 더 많이 활성화 되고 있음을 보여주고 있다. 대퇴이두근은 양쪽 모두 숙련자가 비숙련자보다 높게 나타났으며, 대퇴직근의 경우 오른쪽은 숙련자가 높게 나타났으나 왼쪽은 비숙련자가 높게 나타났다. 그리고 내측광근은 숙련자보다 비숙련자가 더 높게 나타났으며, 비복근은 양쪽 모두 숙련자가 비숙련자보다 높게 나타났다. 본 연구결과와 비슷한 선행연구를 보면 Leonard(1995)는 비복근의 경우 발목관절의 저측굴곡과 슬관절에 굴곡, 대퇴직근은 무릎관절의 신전에 관여한다고 보고하고 있어 Bad 동작 시 무릎관절을 최대로 신전시키지 못해 균형을 잡기 위해 무릎관절의 굴곡에 관여하는 비복근이 지속적으로 사용된 것으로 판단된다. 반면 지면을 강하게 누르기 위해 비복근과 족저압의 배측굴곡에 관여하는 전경골근을 이용해 지면을 밀어내면서 이후 무릎의 신전근, 엉덩이 굴곡근으로 작용하는 중요성을 연구한 Park, Lee & Moon(2010)의 연구에서 대퇴직근을 이용해 중심을 잡으며 회전하는 것이 중요한 것으로 나타났는데, Na, Lim, Kim & Ji(2002)의 연구결과 무릎관절이 신전될수록 대퇴직근의 길이를 길게 하여 큰 힘을 나타낸다고 보고하고 있어 본 연구의 결과를 지지 하는 것으로 나타났다.

각각의 국면별 근 활동도를 분석 한 이상의 결과는 주동근으로 사용되는 근육을 찾아 적절한 타이밍에 힘을 가하는 방법을 제시하고 회전동작을 지도하는 지도자에게도 유의미한 결과를 제시할 수 있을 것으로 판단된다.

Ⅴ. 결 론

본 연구는 발레 무용수의 숙련자와 비숙련자를 대상으로 Fouette 동작 시 신체분절에 대한 생체역학적인 변인을 3차원 영상분석과 지면반력 분석 그리고 근전도의 비교분석을 통해 정확하고 안정적인 Fouette 동작을 수행하고 효율적인 최적의 회전동작기술을 지도 할 수 있도록 훈련에 필요한 자료를 제공하는데 그 목적이 있으며, 다음과 같은 결론을 얻었다.

첫째, 구간별 동작의 소요시간은 P1, P2, P3의 모든 구간에서

숙련자가 비숙련자보다 더 소요시간이 빠르게 나타났다. 이는 숙련자는 빠르게 턴 동작을 마치고 마무리 단계를 길게 지속해 주는 것으로 확인하였다.

둘째, X축에 대한 신체중심의 이동변위는 숙련자가 비숙련자에 비해 X축으로 이동변위가 작게 나타났으며, Y축에 대한 신체중심의 이동변위는 숙련자가 비숙련자에 비해 Y축으로 이동변위가 작게 나타났다. 그리고 Z축에 대한 신체중심의 이동변위도 숙련자가 비숙련자에 비해 Z축으로 이동변위가 작게 나타났다. 이는 숙련자가 비숙련자에 비해 회전 중심축을 신체의 흔들림 없이 안정적으로 유지하고 있음을 나타냈다.

셋째, 고관절, 무릎, 그리고 발목각도는 숙련자가 비숙련자에 비해 더 높게 나타났다. 이는 회전축이 되는 신체의 중심이 왼쪽 고관절, 왼쪽 무릎, 왼쪽 발목의 위치를 연결한 선이 좀 더 직선에 가까움으로써 안정적인 회전력을 만들어주고 있음을 알 수 있다.

넷째, 회전동작 시 근육 활성도를 살펴보면 왼쪽의 대퇴직근을 제외한 모든 근육의 활성도는 숙련자가 비숙련자에 비해 높게 나타났다.

이는 비숙련자의 경우 회전동작 시 지지하고 있는 왼쪽의 대퇴직근의 근육이 활성화 되어 자연스러운 턴 동작이 이루어지지 못하는 것으로 보인다. 내측광근의 경우 크게 차이는 없었지만 숙련자보다 비숙련자가 대체로 높게 나타나 회전동작을 하는데 있어 내측광근은 크게 작용하지 않는 것으로 보인다. 하지만 비복근은 양쪽 모두숙련자가 비숙련자보다 높게 나타났다.

본 연구는 성공적인 발레 Fouette 동작을 수행하기 위해 각 변인에 대하여 분석하였다. 위 결과들을 종합하면 비숙련자의 실력 향상을 위해서는 회전을 하기위해 오른쪽 발을 앞으로 들어 올리면서 옆으로 회전하는 시키는 힘이 약하므로 발을 옆으로 차올리는 훈련이 필요하며 착지와 점프를 시 왼쪽 고관절의 사용을 자제하고 왼쪽 무릎과 발목을 활용하는 훈련을 하여 회전을 키워야 하며, 중심축이 되는 왼발의 경우 무릎과 발목의 힘을 키워 회전 중심축이 안정적인 자세를 유지하는 훈련이 필요하다. 또한 비숙련자는 왼쪽 고관절에 많은 부하가 걸리고 있으므로 왼쪽 고관절의 부상에 주의해야 한다.

참고문헌

Carr, G.(1996). *Mechanics of Sports; A Practitioner´s guide.* Human Kinetics Publishers.

Choi, S. Y., Park, S. B., & Lee, K. T.(1999). A compartive study between 2nd position movement and 2nd position releve Movement in ballerina's ankle pressure. *The Korean Society of Dance*, 3, 43-55.

No, N. G.(2000). *A study of instructional Methodology for Ballet Bar work.* Unpublished Master's Thesis, Graduate School of Ehwa Womans University.

Fitt, S.(1996). *Dance Kinesiology.* New York: Schirmer.

Gwag, N. A., & Woo, H. B.(2009). Kinematic analysis of pirouette En dehors motion on turn-out angle of lower limb. *Journal of Korean Dance*, 9, 243-265.

Hay, J. G.(1985). *The Biomechanics of Sports Techniques.* Pretice Hall Inc, Englewood Cliff, N.

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.

Hyeon, H. J.(1993). *Teaching Dance.* Seoul, Korea: Bojinjae.

Jeong, J. Y.(2007). *The Biomechanical analysis of landing in saut de basque.* Unpublished Master's Thesis, Graduate School of Korea National Sport University.

Jeong, S. H(2000). *The Biomechanical analysis on pirouette in ballet.* Unpublished Master's Thesis, Graduate School of Chonbuk National University.

Jo, S. M.(1998: 1996). *Ballet dictionary.* Seoul, Korea: Daekwang seorim.

Ju, N. D., Lee, G. C.(2002). *Sport Biomechanics.* Seoul, Korea: Daehan Media.

Kenneth, L.(1984). *The physics of dance.* New York: Schirmer Books.

Kim, Y. E., & Choi, K. H.(2000). An analysis of ground reaction force of a rotational movement in dance. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 10(1), 259-269.

Kim, Y. E., & Choi, S. L.(2001). Three dimensional anatomical movement of pirouette en dehors. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 10(2), 99-113.

Kim, E. H., Lee, G. B., & Lee, K. C.(2001). Analysis of the ballet en de hors according to the number of turn. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 11(2), 217-230.

Kim, Y. E., Choi, K. H. ,& Kim, S. J.(1999). Biomechanical analysis of pirouette en dehors. *The Korean Journal of Physical Education*, 9, 576-584.

Kim, Y. E., & Choi, K. H.(2000). An analysis of ground reaction force of a rotational movement in dance. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 10(1), 259-269.

Kim, Y. E., & Choi, S. L.(2001). Three dimensional anatomical movement of pirouette en dehors. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 10(2), 99-113.

Kwan, A. S.(2006). The qualitative analysis model and biomechanical analysis of a ballet movement. *Journal of the Korean Society of Dance Science,* 12, 1-19.

Laws, K.(1998). Momentum transfer in dance movement. *Medical Problems of Performing Artists*, 13, 136-45.

Laws, K.(1984). *The physics of dance*. New York chirmer Books.

Laws, K.(1978/1779). An analysis of turns. *Dance Research Journal*, 11(1), 12-19.

Laws, K.(1986). The mechanics of the fouette turn. *Kinesiol Dance*, 28(4), 22-24.

Laws, K., & Fulkerson, L.(1992/1993). The slowing of pirouettes. *Kinesiology and Medicine for Dance*, 15(1), 72-80.

Leonard, R. J.(1995). *Human gross anatomy.* Oxfordshire county: Oxford University Press.

Lee. K. Y.(2010). The trend in research on the kinesiology of dance. *Journal of Korean Society of Dance Science*, 22, 1-7.

Lee, K. T.(1995). *Dance Medicine*. Seoul, Korea: Kumkwang.

Lee, N. J.(2007). *Dynamic analysis of the turning motions in : Focusing on en dehors*. Unpublished Master's Thesis, Graduate School of Suwon University.

Lee, H. J.(2007). *A study on the analysis and prevention of dance injury according to dancers speciality and object.* Unpublished Master's Thesis, Graduate School of Yongin University.

Moon, Y.(1999). The study of the nature, characteristics and prevention of dance injury. *The Korean Dance Education Society*, 119-126.

Na, Y. M, Lim, G. B., Kim, H. S., & Ji, S.(2002). The myoelectrical activities of quardriceps femoris according to hip joint angle by electromyographic analysis, *The Korean Society of Sports Medicine*, 20(1), 201-208.

Park, J. Y., Lee, H. J., & Moon, G. S.(2010). The analysis electromyography pattern according to foot orthotic type. *The Korean Journal of Sports Medicine*, 28(1), 50-56.

Park, Y. S., & Lim, Y. T.(2007). The effect of upper extremity usage and length of training to the function of dance turn. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 17(1), 175-184.

Park, Y. H.(2005). Analysis of kinematics in grand fouette releve en tournant. *Korea Sport Research,* 16(4), 47-56.

Suh, S. H.(2010). *Kinematic anaiysis of Fouette en dehors*. Unpublished Master's thesis, Graduate School of Hanyang University.

Seo, C. Y.(1992). *Dance kinesiology*. Seoul, Korea: Kumkwang.

Sim, J. H.(2004). *Mechanical analysis of arabesque motion in ballet*. Unpublished Doctor's Thesis, Graduate School of Hanyang University.

Suh, H. S.(2010). Kinematic analysis of fouette en dehors on rotation stage in ballet health educational. *Journal of Korean Physical Education Association for Girls & Woman*, 24(3), 1-12.

Yoo, B. J., Park, J. J., & Park, K. S.(1999). Kinematic analysis of fouette tournant en dehors in Ballet. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 9(1), 87-102.

Yoo, M. S., & Park, Y. M.(2003). The biomechanical analysis on the pique balance of the leg segment in ballet. *Journal of Korean Physical Education*, 42(1), 535-574.

Watkins, C, P., & Clarson, P.(1990). *Dancing longer dancing stronger*. Princeton, NJ: Princeton Book co.