

1 무용수의 외부 교란에 의한 자세 안정성 분석

2

3 **Analysis of postural stability in response to an external perturbation in dancers.**

4

5

6 Da Won Park^{1,2}, Kyung Koh^{2,3}, Seong No Lee¹, Yang Sun Park^{1,2}, Jae Kun Shim^{3,4,5}

7

8 ¹ Department of Physical Education, Hanyang University, Seoul, South Korea

9 ² The Movement Science Center of Research Institute for Sports Science and Sports Industry,

10 Hanyang University, Seoul, South Korea

11 ³ Department of Kinesiology, University of Maryland, College Park, MD, USA

12 ⁴ Fischell Department of Bioengineering/ Neuroscience and Cognitive Science (NACS) Program,

13 University of Maryland, College Park, MD, USA

14 ⁵ Department of Mechanical Engineering, Kyunghee University, Global Campus, Kyung-gi, South Korea

15

16

17

18 Corresponding author

19 Yang Sun Park

20 Department of Physical Education, College of Performing Arts and Sports, Hanyang University, #318

21 Olympic Gym, 222 Wangshimni-ro, Seongdong-gu, Seoul, 04763, South Korea

22 Phone: +82-2-2220-4199, Fax: +82-2-2220-1337, Email: ysunp@hanyang.ac.kr

23

24

25 **Abstract**

26

27 **Objective:** The goal of this study is to systematically investigate the postural stability of dancer by
28 providing unexpected perturbations.

29 **Method:** Six female dancers and college students participated in this study. Unpredictable wait-pull
30 balance perturbations in the anterior direction were provided to the subjects while standing. Three
31 different perturbation intensities (low, moderate, and high intensity) were used by increasing
32 perturbation forces. Postural stability was measured using margin of stability (MoS) and time to contact
33 (TtC).

34 **Results:** Both MoS and TtC at moderate intensity in the dancer group were significantly greater when
35 compared to the control group while there was no significant differences at low and high intensity
36 between the control group and dancers.

37 **Conclusion:** The current study, for the first time, showed spatial and temporal stability of dynamic
38 postural control in dancers. We found that dancers were more spatially and temporally stable when
39 compared to ordinary people in response to unexpected external perturbation when the perturbation
40 intensity is moderate between two extreme levels of intensities (low and high intensity).

41

42 *Keywords:* dancer, postural stability, external perturbation, xCoM, Margin of stability, Time to contact.

43

44 Introduction

45

46 무용수는 운동제어와 균형에 대해 일반인들 보다 높은 수준의 능력을 가지고 있다(Kiefer et al., 2011, Simmons,
47 2005b). 이것은 무용훈련의 특이성에서 기인한다고 보고 되어지고 있는데(Perrin, Deviterne, Hugel, & Perrot,
48 2002), 무용의 훈련기술은 다양한 동작을 수행하면서 정적과 동적 움직임을 유지하는 균형성, 그리고 관절의
49 움직임 범위를 크게 요구하는 유연성을 필요로 하기 때문이다. 무용수처럼 균형을 유지하는 능력이 좋다는 것을
50 역학적 관점에서 해석할 때, 외부의 자극으로부터 빠른 근신경계의 반응과 강화된 고유수용감각을 통해 자세를
51 유지하고자 하는 능력의 회복이 빠르다고 할 수 있다(Kiefer et al., 2011).

52 일반인들에게 자세유지와 가장 관련 있는 부상 및 사고는 예상치 못한 환경변화에 따른 자세의 불균형에서
53 기인한다. 당겨짐, 부딪힘, 넘어짐 등은 갑작스런 자세변화를 유발하고 이는 곧 외부의 힘에 의한 균형의 이탈을
54 유발한다. Zecevic, Salmoni, Speechley, & Vandervoort, (2006)의 보고에 의하면, 노인에게 있어 낙상의
55 의미는 신체의 협응, 느린 신체반응속도, 낮은 민첩성 그리고 급박한 자세변화 등의 운동제어적인 측면이
56 50%를 차지한다고 하였고 이는 신체 균형의 이탈에서 비롯된 부상이나 방해물 등의 환경적인 원인으로
57 발생한다고 하였다.

58 퍼터베이션(perturbation : 교란)의 사전적 의미는 심리적인 동요, 특성이나 행동, 움직임의 작은 변화를 뜻하며
59 선행 연구들에서 사용된 의미로는 주로 예상치 못한 갑작스러운 외부 자극을 주는 환경을 제시하는 것을
60 말한다(Pai, Rogers, Patton, Cain, & Hanke, 1998; Schulz, Ashton-Miller, & Alexander, 2006). 운동역학 및
61 운동 제어 분야에서의 퍼터베이션 연구는 일반인들 및 노인들에게 갑작스럽게 생길 수 있는 환경적 변화를
62 재현하기 위해 진행되어 왔다 (Pai et al., 1998 Hasson, Van Emmerik, & Caldwell, 2008 Hyodo et al.,
63 2012). 그러나 선행된 퍼터베이션 연구들은 주로 자세유지 및 변화를 규명하기 위해 압력중심(CoP: Center of
64 Pressure) 을 분석하는 방법을 사용해 왔다(Sturnieks et al., 2013 Piirainen, Linnamo, Cronin, & Avela,
65 2013, Toebe, Hoozemans, Dekker, & van Dieën, 2014). 하지만, 압력중심보다는 신체질량중심(CoM:
66 Whole body Center of mass)이 동적 균형 유지 시 자세를 예측하는 변인으로 더 정확도가 높다는 선행 연구
67 (Hasson et al., 2008) 와 신체질량중심의 위치가 추후 어떠한 위치로 이동할 것인가를 증명하는
68 예측질량중심(xCoM: the extrapolated center of mass)이 자세를 예측하는 변인으로 검증되어 활용되고
69 있다는 연구(Hof, Gazendam, & Sinke, 2005), 그리고 기저면 경계에서부터 예측질량중심까지의 최소 거리를
70 산출한 변인인 안정 여유도(MoS: Margin of stability)와 최소 시간을 산출한 변인인 접촉시간(TtC: Time to
71 contact)이 자세 변화 시 동적 안정성을 정량화 시킬 수 있다는 연구 (Hof et al., 2005)가 진행되어, 자세와
72 신체질량중심과의 관계의 중요성이 부각되고 있다.

73 최근 무용수의 균형능력을 검증한 국외 연구 동향으로는, 선 자세에서의 균형능력을 측정하기 위해 압력중심값의
74 변화를 비교한 연구(Gerbino, Griffin, & Zurakowski, 2007), 발레 무용수의 데미 포인트 자세에서 한 발 균형자세
75 능력을 검증하기 위해 일반인과의 압력중심값을 비교한 연구(Da Costa, Nora, Vieira, Bosch, & Rosenbaum,
76 2013), 동적 균형검사(Star Excursion Balance Test)를 통해 무용수가 동적 균형을 유지하는 고유수용감각 전략을
77 검증한 연구(Hutt & Redding, 2014), 그리고 시각적 자극을 준 상태에서의 균형능력을 검증한 연구 (Kiefer et al.,

2011)가 진행되어 왔다. 이러한 연구들은 주로 무용수의 균형능력을 검증하기 위해 압력중심 분석을 실시하였거나 균형성 기능검사방법을 통해 균형성을 검증해 온 것을 알 수 있다. 또한 무용수에게 퍼터베이션 환경을 제시한 연구(Simmons, 2005a)에서는 지면반력기와 EMG(electromyography) 를 통해 무용수의 동적 안정성을 검증하였다.

국내의 최근 연구 동향으로는 무용수의 동작 수행 시 안정성에 대해 수직 지면반력과 압력중심 등의 변인을 통해 검증한 연구 (Kwon & Woo, 2016; Park, Kim, & Lee, 2014), 눈을 감은 상태와 뜬 상태의 외 발 서기 시 정적 균형능력을 압력중심점 변인으로 비교 분석한 연구(Youm, Park, & Seo, 2007)가 검토되어 무용수의 안정성에 대한 연구는 주로 정적 상태에서 진행되어왔다. 동적 자세에 대한 무용수의 연구는 상지 이용 유무에 따른 아라베스크 턴 동작의 신체중심 차이에 대한 분석(Park & Kim, 2009), 발레무용수의 휘떼(Fouette)동작 시 하지분절에 대한 분석 (Lee & Oh, 2012) 그리고 무용수의 전정 평형성 능력의 증가는 회전동작 훈련과 관계가 있다는 연구가 진행되었는데(Park & Lim, 2008), 이러한 연구들은 무용수에게 익숙한 특정한 동작을 선정하여 무용수의 중심이동 및 평형능력의 우위성에 대해 밝혀왔다.

이에 본 연구에서는 신체질량중심이 동적 균형을 유지하는 자세 예측 변인으로 압력중심보다 더 정확하다는 근거에 의해, 일반적 환경에서 가질 수 있는 외부힘의 자극에 대응하는 무용수의 동적 안정성 능력 규명하고자 이를 정량화 시킬 수 있는 안정여유도와 접촉시간 분석의 필요성을 갖는다.

본 연구의 목적은 외부 자극으로부터 무용수가 자세를 조절하려는 능력을 정량적으로 밝히고 과학적으로 규명하는 데 있다. 이에 본 연구는 첫 번째로, 외부 자극에 따라 무용수가 일반인 보다 안정여유도의 거리가 크게 나타날 것이며, 두 번째로 외부 자극에 따라 무용수가 일반인 보다 접촉시간이 크게 나타날 것에 대한 두 가지 가설을 갖는다.

98 **Method**

99

100 1. Participants

101

102 본 연구의 대상자는 대학에서 무용을 전공한 아마추어 및 프로 여자 무용수 6 명과 무용경력이 없는 일반인 여성
103 6 명으로 선정하였다. 피험자의 신체적 특성은 <Table 1>과 같다.

104

Table 1. Characteristics of subjects

Variable	Test	Dancers	Controls	t	p
height(cm)		161.67±3.39	160.85±2.90	.443	.667
weight(kg)		48.75±2.40	50.68±4.20	-.978	.351
age(yrs)		26.33±1.72	23.33±3.67	2.115	.061
dance careers(yrs)		13.50±3.45	0		

Values are Mean±S.D., significant at *p<.05

105

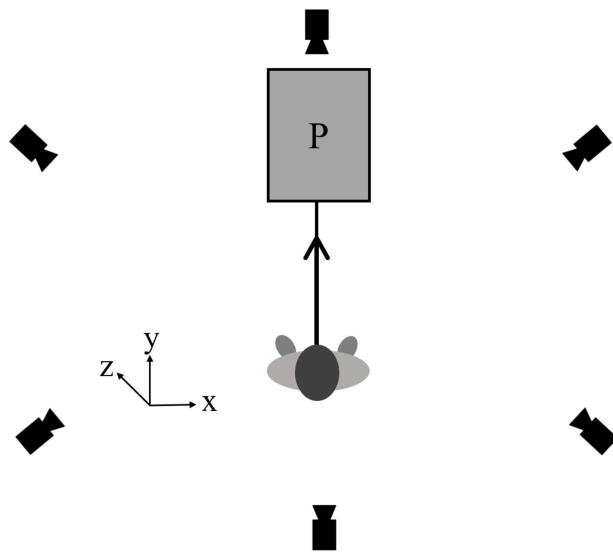
106

107 2. Measurements

108

109 본 연구는 6 대의 적외선 고속 카메라를 이용하여 퍼터베이션 자극 시 동작을 촬영하였으며(100 field/sec,
110 Shutter speed 1/500, 6Hz low pass filter), 19 개의 반사 마커를 각 피험자의 몸에 부착하여 전신의 위치
111 데이터를 확보 하였다(Figure 1).

112 퍼터베이션 자극을 위해 퍼터베이션 기기는 자체적으로 제작하였으며(모터 DC 90W, 감속기, 리니어가이드,
 113 스프링, 프레임, 센서 및 스위치), 퍼터베이터 형태는 피험자의 허리에 벨트를 착용 시키고 모터와 연결된 줄이
 114 스프링의 힘으로 인하여 피험자의 앞 방향에서 당겨지는 waist-pull 형태로 제작하였다. 퍼터베이션 강도 설정을
 115 위해 예비 실험을 실시하였다. 모든 피험자에게 8 가지 강도(2, 4, 7, 9, 13, 20, 24, 그리고 30kg)의
 116 퍼터베이션을 주었을 때, 모든 피험자가 지면에서 발이 완전히 떨어져 무게중심이 이동 된 20kg 를 퍼터베이션
 117 강도의 High 난이도로 지정하였으며 High 난이도를 기준으로 모든 피험자가 지면에서 어떤 발도 떨어지지 않는
 118 퍼터베이션 강도 중에서 가장 무거운 9kg 을 Low 난이도로 지정하였다. 지정된 두 난이도의 중간 값을 적용하여
 119 중간단계인 13kg 을 Moderate 으로 설정하였다. 실험 시, 피험자는 자연스러운 상태로 정면을 응시하고 선
 120 자세를 유지할 수 있도록 하였고 기저면의 경계는 각 피험자의 어깨 넓이를 측정 한 뒤 개인에 맞게 표기한 후, 각
 121 피험자가 본인의 기저면을 이탈하지 않도록 통제하였으며, 3 가지 설정된 강도는 순서와 상관없이 무작위로 실시
 122 되었다.
 123



124
 125 Figure 1. Experimental set up. Waist-pull perturbation equipment (P).
 126

127 3. Data processing

129 3.1. 신체질량중심 산출

130 6 개의 적외선 카메라에서 얻어진 위치데이터를 이용하여 신체질량중심을 산출 하였으며, Kwon3d XP
 131 software 를 이용하여 분석하였다.
 132

133 3.2. 안정여유도와 접촉시간 산출

134 Hof et al., (2005)는 동적 안정성(dynamic stability)를 예측 하기에는 신체질량중심 값보다 역진자(Inverted
 135 pendulum model)의 원리 (Geurtsen, 1975, Winter, 1995a) 를 이용한 수식을 통해 산출된 예측질량중심 더
 136 정확한 예측을 한다고 하였다. 따라서 확보된 위치 데이터를 예측질량중심으로 재 산출 한 후 그 값을 이용하여
 137 수식을 이용하여 두 가지 방법으로 분석하였다. 첫 번째는 기저면 경계에서부터 예측질량중심까지의 최소한의
 138 거리(m)의 값인 안정여유도를 분석하였고, 두 번째는 기저면 경계에서부터 예측질량중심까지의 최소한의
 139 시간(sec)의 값인 접촉시간의 최소값을 산출했다. 본 연구에서 기저면의 경계는 발끝 마커(toe marker)의
 140 위치데이터로 지정 하였다. 산출 공식은 아래 <Table 2>와 같으며 측정 변인은 <Figure 2>와 같다.
 141
 142

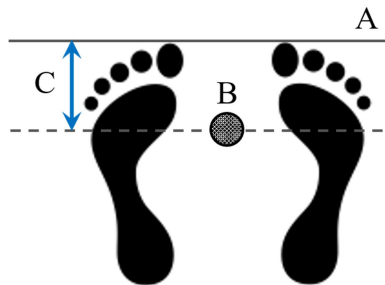
143
144
145
146
147
148

Table 2. The formulae for calculating the xCoM, MoS, and TtC measures.

	Formula	Study
xCoM	$xCoM = p + \frac{v}{w_o}, w_o = \sqrt{\frac{g}{l}}$	Hof et al., (2005)
Margin of stability(MoS)	$MoS = \min(p_{max} - xCoM)$	
Time to contact(TtC)	$TtC = \min\left(\frac{p_{max} - xCoM}{v}\right)$	

min(): a minimum function; p_{max} : the anterior-posterior location of the toe marker; p and v : the anterior-posterior position; w_o : the angular nature frequency of a non-inverted pendulum; g : gravitational acceleration; l : the pendulum length.

149



150
151
152
153

Figure 2. Measurement variables. Base of support boundary(A) , xCoM(B) , Margin of stability(distance) and Time to contact(time)(C).

154
155

4. Statistical analysis

156
157
158
159
160

자료처리는 퍼터베이션 강도(Low: L , Moderate: M , High: H)간과 집단(무용수 집단과 통제집단)에 two-way repeated measure ANOVA 를 사용하였다. 사후검증은 집단(집단 2)에 따라서는 independent t-test 를 실시하였고, 강도(강도 3)에 따라서는 one-way ANOVA 를 사용하였다. 모든 통계처리는 SPSS Statistics 21.0 을 이용 하였으며 유의수준은 5%로 설정하였다.

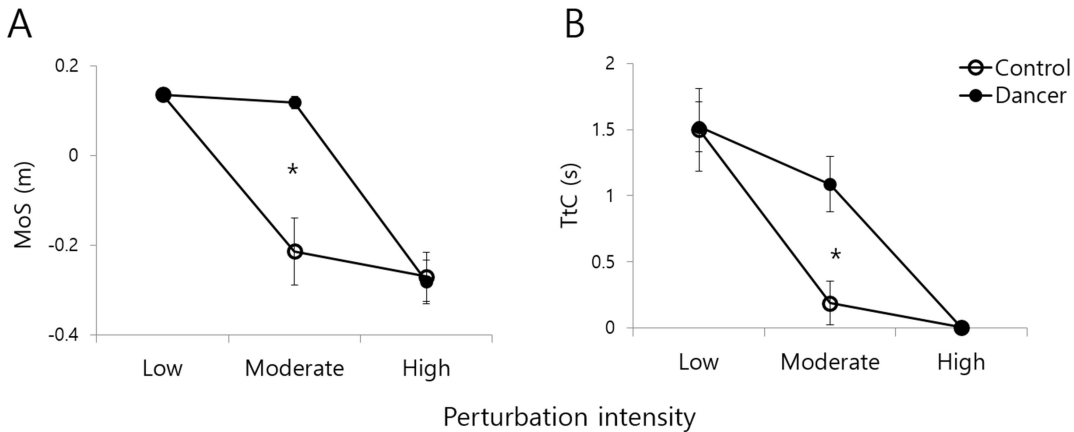
161
162

Results

163
164

각 집단 별 피험자 간의 키와 몸무게는 <Table 1> 과 같이 유의한 차이가 나타나지 않았다($p > .05$).

165 퍼터베이션 자극 시 안정여유도 측정 결과는 <Figure 3>과 같이 나타났다. 상호작용 집단 * 강도 [$F_{(2,20)}=11.891$,
 166 $p < .001$] 과 주효과 강도 [$F_{(2,20)}=53.026$, $p < .001$, L>M, M>H, L>H] 에서는 유의한 차이가 나타났으며, 주효과
 167 집단 [$F_{(1,10)}=4.722$, $p > .05$] 에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다.
 168 퍼터베이션 자극 시 접촉시간 측정 결과는 <Figure 3>과 같이 나타났다. 상호작용 집단 * 강도 [$F_{(2,20)}=3.504$,
 169 $p < .05$] 과 주효과 강도 [$F_{(2,20)}=30.258$, $p < .001$, L>M, M>H, L>H]에서 유의한 차이가 나타났으며, 주효과 집단
 170 [$F_{(1,10)}=2.987$, $p > .05$]간에는 유의한 차이가 나타나지 않았다.
 171 안정여유도와 접촉시간의 Moderate 강도에서 무용수 그룹과 통제그룹간의 유의한 차가 나타났으며, Low와
 172 High에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다.
 173



174 Figure 3. Margin of stability (MoS) (A) and time to contact (TtC) (B) across perturbation intensity conditions between
 175 groups. The asterisk indicates a significant difference between groups at Moderate intensity ($p < 0.05$).
 176
 177

178 Discussion

179
 180 본 연구는 일반인들보다 우월한 균형능력을 가지고 있는 무용수들이 예상치 못한 외부 자극에 대해서 어떠한
 181 신체질량중심의 전략으로 자세를 조절하는지를 정량적으로 밝히는데 목적이 있었다. 이에 본 연구의 가설은
 182 무용수가 일반인들에 비해 안정여유도의 거리가 크게 나타날 것이며, 접촉시간의 속도가 빠를것이다 에 있었다.
 183 무용수의 균형능력은 정적인 상태에서 시각자극을 주었을 때, 일반인들 보다 신체의 협응 능력이 뛰어나지만
 184 (Kiefer et al., 2011), 많은 연구들에 의하면 무용수가 표현하려는 동작이나 외부 환경에 따라서 그 정적 안정성을
 185 유지하는 능력의 패러다임이 달라질 수 있다고 하였다(Kiefer et al., 2011 Gerbino et al., 2007 Hugel, Cadopi,
 186 Kohler, & Perrin, 1999 Schmit, Regis, & Riley, 2005). Kiefer et al.(2011)에 의하면 무용수가 연속적인
 187 퍼포먼스를 위해서 동적 능력 향상을 위한 훈련의 중요성을 강조하였는데, 이는 무용수에게 있어서 무용이란
 188 역동적이고 리드미컬한 동작을 조합 시키는 데 목적이 있기 때문이며, 여기서 발생하는 동작 연결의 능력은 동적
 189 균형능력을 재빠르게 변화시키고 안정성 있게 유지시키는 것이 중요한 요소이기 때문이다.
 190 무용수의 동적 안정성을 분석한 연구로, Gerbino et al.(2007)은 무용수의 동적균형능력을 검증하기 위해
 191 균형검사를 실시한 연구에서 무용수는 무게중심을 이동하며 착지하는 시간이 빠르고 불안정한 지지면에서 선
 192 자세를 유지하는 능력이 좋다고 보고하였으며, Hutt & Redding(2014)는 무용수의 연습 환경과 주된 연관이 있는
 193 시각적 자극의 유무에 따른 균형능력 검증을 통하여 무용수의 동적 안정성 능력이 일반인보다 우월하다는
 194 연구결과를 입증하였다. 그러나 무용수의 동적 안정성 능력이 일반 환경에 노출되었을 시, 어떠한 신체전략을
 195 구사하는 지를 밝히는 것은 갑작스러운 외부환경 변화에 따른 동적 안정성을 유지하는 방법에 대한 기본적 자료를
 196 제공할 것으로 보여진다.
 197 Hasson et al.(2008)은 압력중심보다 신체질량중심이 동적 균형을 유지 시킬 시 자세를 예측하는 변인으로 더
 198 정확도가 높다고 하였으며, Hof et al.(2005)에 의하면 예측질량중심은 수식을 통해 산출된 신체질량중심의

199 위치가 추후 어떠한 위치로 이동할 것인가를 증명하는 예측 값으로, 이는 신체질량중심보다 동적 안정성을
200 예측하는데 더욱 정확한 정보를 제시한다고 하였다. 또한, 예측질량중심을 이용한 동적 안정성 연구에서 자세를
201 예측하는 변인으로 안정여유도와 접촉시간을 제시 하였는데, 안정여유도는 기저면 경계에 예측질량중심이
202 도달하기까지의 최소한의 거리(m)의 값이며, 접촉시간은 기저면 경계에 예측질량중심이 닿기까지의 최소한의
203 시간(sec)의 값으로 설명된다(Hasson et al., 2008).

204 선행된 안정여유도를 적용한 동적 안정성을 검토한 연구를 보면, 연령에 따른 계단 내리기에서의 동적 안정성
205 조절능력을 검증 연구(Bosse et al., 2012; Novak, Komisar, Maki, & Fernie, 2016)와 보행 시 보장(stride
206 length), 스트라이드 빈도(stride frequency), 그리고 보행속도의 동적 안정성에 따른 좌우(medial-lateral)
207 방향에서의 안정여유도 크기에 대한 연구 (Hak, Houdijk, Beek, & van Dieën, 2013)등이 있다. 또한 접촉시간을
208 적용한 동적 안정성을 검토한 연구로는 접촉시간 산출이 퍼터베이션 자극을 받을 시 이후 상황에 대해 좀 더 나은
209 예측을 가능하게 한다는 연구(Hasson et al., 2008, Wheat, Haddad, & Scaife, 2012)가 진행되었다.

210 본 연구결과, 무용수가 일반인보다 안정여유도와 접촉시간이 크게 나타났다는 결과는 집단과 강도와
211 상호작용에서 나타났다[안정여유도: $F_{(2,20)}=11.891, p<0.000$; 접촉시간: $F_{(2,20)}=3.504, p<0.05$]. 이러한 결과로
212 무용수와 일반인 집단이 3가지의 다른 퍼터베이션 강도에 따라 영향을 받았다는 것을 알 수 있다. 사후검증으로
213 강도 조건에서 유의차를 발견할 수 있었는데, Moderate 강도에서 안정여유도와 접촉시간 모두 유의하게 일반인이
214 무용수보다 길이가 짧고 시간이 빠르게 나타남을 알 수 있었고 Low와 High 강도에서는 일반인과 무용수의 차이를
215 발견하지 못했다. 이러한 결과는 기저면 끝에서부터 예측질량중심까지 최소거리인 안정여유도와 최소시간인
216 접촉시간의 수치가
217 더 크게 나타났다는 것으로서, 무용수가 외부 교란을 받을 시 신체의 중심이동의 변화가 기저면 끝까지(본
218 연구에서는 발끝) 이동하는 거리가 길며 시간이 느리다는 것으로 해석되어, 무용수의 동적 안정성 변화가
219 일반인보다 더 길게 유지되는 것을 알 수 있다.

220 Bosse et al.(2012)과 Aprigliano, Martelli, Tropea, Micera, & Monaco(2015)의 연구에 의하면, 정상인을
221 대상으로 한 보행 동작을 통한 동적 안정성을 검증한 연구에서 방해요소가 없는 환경(no-perturbed)에서의 보행이
222 퍼터베이션 자극을 준 환경(플랫폼 형태의 지면 혹은 시각자극)보다 안정여유도가 더 크다는 결과를 보고하였다.
223 이것은 방해요소가 없는 환경의 동적 안정성이 크다는 것을 의미하며 이러한 결과는 본 연구의 연구 결과인
224 무용수가 일반인들에 비해 퍼터베이션 자극 시 안정여유도의 거리가 더 길게 나타나 무용수의 동적 안정성의
225 능력이 더 크다는 연구결과를 지지한다.

226 Lugade, Lin, & Chou, (2011)에 의하면 낙상의 경험이 있는 노인이 낙상 경험이 없는 노인보다 접촉시간의 시간이
227 더 작게 나타난다고 결과를 보고하였다. 이것은 정상인이 노인보다 접촉시간의 시간이 더 길다는 것을 나타내며,
228 균형능력이 더 우월한 대상에게서 접촉시간의 시간이 더 크게 나타난다는 것을 의미한다. 이러한 선행연구는 본
229 연구 결과에서 밝혀진 무용수의 접촉시간의 시간이 더 길게 나타난 연구결과를 지지한다.

230 특히, 사후검증의 결과 Moderate 강도에서 무용수와 일반인의 안정여유도와 접촉시간이 유의하게 차이가 나타난
231 결과는 같은 크기의 외부 자극 힘에 대해 무용수가 그 힘을 조금 더 잘 버티는 능력으로 해석된다. 즉, 본 연구에서
232 무용수와 일반인의 피험자 신체 특성에서 몸무게($t=.978$)와 키($t=.443$)의 조건을 매우 유사하게 제시한 것에 비해,
233 같은 크기의 외부 교란 힘 자극 시 일반인이 무용수 보다 더 많은 동요를 받은 것으로 해석된다.

234 궁극적으로 본 연구에서는 외부 교란의 힘을 받은 환경에서 무용수가 일반인보다 동적 안정성을 유지하려는 능력이
235 좋다는 것을 입증하였고, 안정여유도와 접촉시간으로 자세 예측 인자를 산출하여 정량적인 근거를 제시하였다.

236 237 Conclusion

238
239 본 연구는 무용수의 동적 안정성 유지를 위한 균형능력의 시간적, 공간적인 분석을 통한 검증을 시도하였다. Low,
240 Moderate, 그리고 High 3가지 강도를 동일하게 실시 하였을 때 3가지 난이도 중 Moderate 난이도에서 예상치
241 못한 외부 자극으로부터 무용수가 일반인 보다 안정여유도에서 길게, 접촉시간에서 오래 버티는 것을 알 수
242 있었으며, 이 같은 결과는 무용수가 일반인보다 같은 힘의 외부자극을 받더라도 신체 중심이동의 변화가 작아 동적

243 안정성을 유지하려는 능력이 더 뛰어난 것을 알 수 있었다.

244

245 **Reference**

246

247 Aprigliano, F., Martelli, D., Tropea, P., Micera, S., & Monaco, V. (2015). *Effects of slipping-like perturbation intensity on*

248 *the dynamical stability*. Paper presented at the 2015 37th Annual International Conference of the IEEE

249 Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC).

250 Bosse, I., Oberländer, K. D., Savelberg, H. H., Meijer, K., Brüggemann, G.-P., & Karamanidis, K. (2012). Dynamic stability

251 control in younger and older adults during stair descent. *Human movement science, 31*(6), 1560-1570.

252 Da Costa, P. H. L., Nora, F. G. A., Vieira, M. F., Bosch, K., & Rosenbaum, D. (2013). Single leg balancing in ballet: Effects

253 of shoe conditions and poses. *Gait & posture, 37*(3), 419-423.

254 Gerbino, P. G., Griffin, E. D., & Zurakowski, D. (2007). Comparison of standing balance between female collegiate dancers

255 and soccer players. *Gait & posture, 26*(4), 501-507.

256 Geurtsen, J. B., Altena, D., Massen, C.-H., Verduin, M. (1975). A model for the description of the standing man and his

257 dynamic behaviour. *Agressologie, 17*, 63-69.

258 Hak, L., Houdijk, H., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2013). Steps to take to enhance gait stability: the effect of stride

259 frequency, stride length, and walking speed on local dynamic stability and margins of stability. *Plos one, 8*(12),

260 e82842.

261 Hasson, C. J., Van Emmerik, R. E., & Caldwell, G. E. (2008). Predicting dynamic postural instability using center of mass

262 time-to-contact information. *Journal of biomechanics, 41*(10), 2121-2129.

263 Hof, A., Gazendam, M., & Sinke, W. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of biomechanics, 38*(1), 1-8.

264 Hugel, F., Cadopi, M., Kohler, F., & Perrin, P. (1999). Postural control of ballet dancers: a specific use of visual input for

265 artistic purposes. *International journal of sports medicine, 20*(02), 86-92.

266 Hutt, K., & Redding, E. (2014). The effect of an eyes-closed dance-specific training program on dynamic balance in elite

267 pre-professional ballet dancers: a randomized controlled pilot study. *Journal of Dance Medicine & Science, 18*(1),

268 3-11.

269 Hyodo, M., Saito, M., Ushiba, J., Tomita, Y., Minami, M., & Masakado, Y. (2012). Anticipatory postural adjustments

270 contribute to age-related changes in compensatory steps associated with unilateral perturbations. *Gait & posture,*

271 *36*(3), 625-630.

272 Kiefer, A. W., Riley, M. A., Shockley, K., Sitton, C. A., Hewett, T. E., Cummins-Sebree, S., & Haas, J. G. (2011). Multi-

273 segmental postural coordination in professional ballet dancers. *Gait & posture, 34*(1), 76-80.

274 Kwon, J.-Y., & Woo, B.-H. (2016). The Effects of 8 weeks Elastic Band and Proprioceptive Exercises on Stability of En

275 Dehors Arabesque in BalletDehors Arabesque *Research Institute of Korean Dance, 34*, 147-169.

276 Lee, J., & Oh, C.-H. (2012). A Biomechanical Analysis of Lower Extremity Segment during the Fouette en dehors Per
277 formed by Ballet Dancers. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 22(1), 43-53.

278 Lugade, V., Lin, V., & Chou, L.-S. (2011). Center of mass and base of support interaction during gait. *Gait & posture*, 33(3),
279 406-411.

280 Novak, A., Komisar, V., Maki, B., & Fernie, G. (2016). Age-related differences in dynamic balance control during stair
281 descent and effect of varying step geometry. *Applied ergonomics*, 52, 275-284.

282 Pai, Y.-C., Rogers, M. W., Patton, J., Cain, T. D., & Hanke, T. A. (1998). Static versus dynamic predictions of protective
283 stepping following waist-pull perturbations in young and older adults. *Journal of biomechanics*, 31(12), 1111-
284 1118.

285 Park, Y. S., & Kim, J. H. (2009). The Kinetic Analysis of Arabesque Turn Motion in Modern Dance by Upper Extremity
286 Usage. *The Korean Journal of Sport Biomechanics*, 19(3), 457-466.

287 Park, Y. S., Kim, M. Y., & Lee, S. R. (2014). The Analysis of Differences in Pulmonary Functions, Jerk Cost, and Ground
288 Reaction Force Depending on Professional and Amateur Dancers in Korea Dance. *The Korean Journal of Sport
289 Biomechanics*, 24(4), 349-357.

290 Park, Y. S., & Lim, Y. T. (2008). Analysis of the sense of equilibrium in the spotting and vestibular system by turn training.
291 *The Korean Journal of Physical Education*, 47(4), 435-444.

292 Perrin, P., Deviterne, D., Hugel, F., & Perrot, C. (2002). Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities
293 involved in balance control. *Gait & posture*, 15(2), 187-194.

294 Piirainen, J. M., Linnamo, V., Cronin, N. J., & Avela, J. (2013). Age-related neuromuscular function and dynamic balance
295 control during slow and fast balance perturbations. *Journal of neurophysiology*, 110(11), 2557-2562.

296 Schmit, J. M., Regis, D. I., & Riley, M. A. (2005). Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes.
297 *Experimental Brain Research*, 163(3), 370-378.

298 Schulz, B. W., Ashton-Miller, J. A., & Alexander, N. B. (2006). Can initial and additional compensatory steps be predicted
299 in young, older, and balance-impaired older females in response to anterior and posterior waist pulls while
300 standing? *Journal of biomechanics*, 39(8), 1444-1453.

301 Simmons, R. W. (2005a). Neuromuscular responses of trained ballet dancers to postural perturbations. *International journal
302 of neuroscience*, 115(8), 1193-1203.

303 Simmons, R. W. (2005b). Sensory organization determinants of postural stability in trained ballet dancers. *International
304 journal of neuroscience*, 115(1), 87-97.

305 Sturnieks, D. L., Menant, J., Delbaere, K., Vanrenterghem, J., Rogers, M. W., Fitzpatrick, R. C., & Lord, S. R. (2013).
306 Force-controlled balance perturbations associated with falls in older people: a prospective cohort study. *Plos one*,
307 8(8), e70981.

308 Toebes, M. J., Hoozemans, M. J., Dekker, J., & van Dieën, J. H. (2014). Effects of unilateral leg muscle fatigue on balance
309 control in perturbed and unperturbed gait in healthy elderly. *Gait & posture*, 40(1), 215-219.

310 Wheat, J. S., Haddad, J. M., & Scaife, R. (2012). Between-day reliability of time-to-contact measures used to assess postural
311 stability. *Gait & posture*, 35(2), 345-347.

312 Winter, D. A. (1995a). ABC of Balance During Standing and Walking. *Waterloo Biomechanics*, Waterloo, CA.

313 Youm, C. H., Park, Y. H., & Seo, K. W. (2007). The study of proper sampling time on center of pressure variables during
314 assessment of the ability of static balance through a single-Leg stance. *The Korean Journal of Dance*, 50, 97-118.

315 Zecevic, A. A., Salmoni, A. W., Speechley, M., & Vandervoort, A. A. (2006). Defining a fall and reasons for falling:
316 comparisons among the views of seniors, health care providers, and the research literature. *The Gerontologist*,
317 46(3), 367-376.

318