KJSB Korean Journal of Sport Biomechanics 2020; 30(1): 37-49
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2020.30.1.37
http://e-kjsb.org eISSN 2093-9752

ORIGINAL

Injury Prevention Strategies of Landing Motion of Jumping Front Kick to Apply Free Style Poomsae of Taekwondo

태권도 자유 품새에 적용하기 위한 뛰어 앞차기 착지 동작의 상해 예방 전략

Sihyun Ryu

Department of Taekwondo, Korea National Sport University, Seoul, South Korea

Received : 10 March 2020
Revised : 24 March 2020
Accepted : 27 March 2020

Corresponding Author
Sihyun Ryu
Department of Taekwondo, College of Lifetime Sport of Korea National Sport University, 1239, Yangjae, Songpa-gu, Seoul, 05541, South Korea
Tel : +82-2-410-6927
Fax : +82-2-410-6927
Email : hope222ysh@knsu.ac.kr

Objective: The purpose of this study was to investigate the injury factors of Taekwondo jumping kick during landing phase according to the experience of injury and to suggest a stable landing movement applicable to free style Poomsae.

Method: The participants were non-injury group (NG), n = 5, age: 20.5±0.9 years; height: 171.6 ±3.6 cm; body weight: 65.7±4.4 kg; career: 5.0±2.7 years. Injury group (IG), n = 9, age: 21.0±0.8 years; height: 170.9±4.6 cm; body weight: 67.1±7.0 kg; career: 8.6±5.0 years. The variables are impact force, loading rate, vertical stiffness, lower limb joint angle, stability, balance, and muscle activity in the landing phase.

Results: NG was statistically larger than IG in the gluteus medius (p<.05). The impact force, loading rate and vertical stiffness decreased as the landing foot angle, the ROM of lower limb joint angle and COM displacement increased (p<.05).

Conclusion: Based on the results, it means that the landing foot angle plays an important role in the impact reduction during landing phase. It is required the training to adjust the landing foot angle.

Keywords: Taekwondo, Free style Poomsae, Jumping front kick, Landing motion, Injury prevention

INTRODUCTION

자유 품새(Free style Poomsae)는 단조롭고 지루하다는 평가를 받아온 공인 품새의 단점을 극복하고자 2011년 세계태권도 품새선수권에서 처음으로 신설되어 발전되어 왔다(Yoo, Ryu, Park & Yoon, 2013). 자유 품새는 태권도 기술을 바탕으로 고난도 기술과 음악이 함께 어우러진 품새를 말하며, 참가 선수가 자유롭게 연무선과 음악, 동작을 구성하는 종목이다. 자유 품새의 필수 기술과 그 평가 기준은 뛰어 옆차기의 높이, 뛰어 차기의 찬 발차기 수, 회전 차기의 회전 수, 겨루기 방식 연속 발차기, 아크로바틱 발차기로 구성되어 있다(World Taekwondo Federation [WTF], 2019). 그 중에서 겨루기 연속 발차기를 제외하고는 모두 공중에 도약하여 다양한 기술로 차기를 실시하고 착지하는 뛰어 차기 형태라 볼 수 있다. 뛰어 차기는 뛰어 앞차기를 기본으로 뛰어 돌려차기, 뛰어 옆차기, 앞차기 3단계, 돌려차기 3단계, 옆차기 3단계, 가위차기 3단계 등 다양한 기술로 응용 및 변형되어 왔다(Shin, 2017). 품새가 방어와 공격 기술을 일정한 틀로 구성한 기술체계라는 점(Kukkiwon, 2006)에서 품새 경기에서는 동작 간의 연결성과 동작의 특성에 따라 빠름과 느림을 조절하는 능력이 중요시 되고 있다(Korea

Copyright © 2020 Korean Journal of Sport Biomechanics
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/) which permits unrestricted noncommercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Taekwondo Association [KTA], 2019). 특히, 참가 선수가 자유로이 구성하는 자유 품새의 경우에는 고난도 기술을 수행함과 동시에 동작 간에 끊김 없이 자연스럽게 연결하는 것이 중요하다. 따라서 대부분 뛰어 차기 형태로 이루어지는 필수 기술을 수행하면서 동작 간의 자연스러운 연결을 위해서는 기술의 표현력 못지않게 안정적인 착지 동작으로 다음 기술을 준비하고 연결하는 능력이 요구된다.

그 동안 뛰어 차기는 대부분 높이와 공중에서 찬 발차기 수에 집중됨에 따라 높이 뛰어 올라 발차기를 수행하는데 중요한 역할을 하는 도움닫기 구간과 도약 기술 및 공중 동작에 관한 운동역학적 연구(Ha, Jun & Lee, 2007; Lee, 2007; Shin, 2017)에 초점이 맞추어져 있었다. 최근에 뛰어 차기의 착지에 대한 위험성이 여러 차례 제기되고 있으며, 선수 대부분은 착지 과정에서 상해를 경험한 것으로 보고되었다(Bae, 2014; Goh, 2012; Goh, Kim & Ji, 2012; Moon, Kim, Lee, Yoon & Kim, 2007; Lee & Shin, 2009). 태권도 뛰어 차기 유형에 따른 착지 동작이 하지관절에 미치는 상해 요인을 살펴본 연구(Cha, 2017)에서는 착지 순간 발의 각도가 다르게 나타났으며, 착지 순간 발의 각도에 따라 하지관절각과 하지 근 모멘트에서 차이가 나타났다고 보고되었다. 그러나 이상적인 착지 동작을 제시하거나 근본적인 상해 예방 전략을 설명하기에는 어려움이 있으며, 자유 품새에서 요구되는 동작 간의 연결성을 위한 착지 동작의 균형성과 안정성 측면에서는 보고된 바가 없다. 따라서 뛰어 차기에서 발생되는 상해를 예방하고 자유 품새에서 요구되는 자연스러운 동작의 연결을 위하여 착지 동작의 상해 경험 유무에 따라 뛰어 차기의 착지 동작에 대한 상해 요인을 분석하고 안정적인 착지를 위한 방법을 제안할 필요가 있다.

뛰어 차기와 같이 도약하여 공중에서 기술을 발현하고 착지하는 것은 중력으로 인하여 반드시 발생되는 과정으로(Hewett et al., 2005; Yeow, Lee & Goh, 2011) 부적절한 착지 동작으로 충격이 증가하게 되면, 체중의 10배 이상의 부하가 발생된다고 언급되었다(McNitt-Gray, 1993; Panzer, Wood, Bates & Mason, 1988). 이렇듯, 착지 동작에서 인체에 전달되는 부하와 충격은 심각한 부상으로 이어질 수도 있다는 측면에서(Shin, 2017; Dufek & Bates, 1990; Hrysomallis, 2007; Jo, 1999; Kim, Shin, Seon & Kwon, 2008; Marshall, Padua & Mcgrath, 2007) 뛰어 차기의 착지 구간에 인체에 전달되는 충격력과 부하율 등을 살펴보고 충격을 감소시켜 발생 가능한 상해를 예방할 수 있는 방안을 강구해야 한다(Dufek & Bates, 1990). 이때, 충격 흡수 정도를 수직 강성(vertical stiffness)을 통하여 예측할 수 있으며, 수직 강성은 신체중심의 수직 변위와 지면반력 간의 관계를 의미한다(Butler, Crowell & Davis, 2003) 지나친 수직 강성은 근 골격계 손상을 유발하고 충격과의 직접적인 관련성도 보고되고 있다(Granata, Padua & Wilson, 2002; Shultz, Schmitz, Nguyen & Levine, 2010; Williams, McClay, Scholz, Buchanan & Hamill, 2003; Williams, McClay & Hamill, 2001). 또한, 착지 구간에서 발생되는 상해 기전은 하지관절의 복합적인 움직임으로 판단할 수 있다(Hewett et al., 2005). 착지 구간에서 발목관절의 저측굴곡과 외번 움직임이 나타나게 되고 무릎관절의 굴곡과 외전 움직임에 이어 엉덩관절의 내측회전과 내전 움직임이 나타남에 따라 하지관절에 상해 발생률이 증가된다(Agel, Evans, Dick, Putukian & Marshall, 2007). 이와 더불어 착지 순간 발끝의 방향에 따라 무릎관절의 회전 근 모멘트를 변화시키고 무릎관절에 부하를 증가시킨다는 연구(Cha, 2017; Joo, 2014; Jamison, Pan & Chaudhari, 2012; Zazulak, Hewett, Reeves, Goldberg & Cholewicki, 2007)를 통하여 착지 순간 지면에 놓이는 발분절의 각도도 상해 예방에 중요한 요인으로 작용할 가능성이 충분하다. 착지 동작을 부드럽게 할수록 발목관절에 비하여 무릎관절과 엉덩관절에서 더 많은 에너지를 흡수하는 것으로 보고되고 있으며(Devita & Skelly, 1992), 착지 높이가 높아질 수록 엉덩관절 주변 근육 사용이 증가된다고 보고되고 있다(Zhang, Bates & Dufek, 2000). 그리고 착지 구간의 신체중심(center of mass [COM])과 힘의 작용점(center of pressure [COP])의 움직임으로 안정성과 균형성을 평가하여 기술 수행 직후, 균형을 잃지 않고 다음 동작으로 연결할 수 있는 능력을 살펴볼 수 있다(Lee & Chou, 2006; Lugade, Lin & Chou, 2011; Ryu, Yoo, Park & Yoon, 2012; Yoo & Ryu, 2012; Yoo et al., 2013; Yoo, Park, Yoon, Lim & Ryu, 2018).

이에 본 연구에서는 착지 동작의 상해 경험 유무에 따른 태권도 뛰어 차기의 착지 동작에 대한 상해 요인를 분석하고 자유 품새에 적용 가능한 안정적인 착지 방법을 제안하고자 한다.

METHOD

1. 연구 대상

본 연구의 대상자는 K대학교 태권도 시범 단원 중 시범 경력이 3년 이상인 14명을 선정하였다. 모든 대상자에게 사전 교육을 통해 연구 목적과 내용을 설명하였으며, 연구에 자발적으로 참여하고자 하는 선수로 한정하여 서면동의서를 작성 후 진행되었다. 이때, 본 연구는 K대학교 생명윤리위원회에서 심의 승인을 받았다(과제관리번호: 1263-201810-HR-055-02). 상해 경험 및 유형 등에 대한 조사는 2010년 벤쿠버 동계 올림픽, 2012년 런던 하계 올림픽, 2014년 소치 동계 올림픽, 2016년 리우데자네이루 하계 올림픽에서 사용된 National Olympic Committees (NOC) 상해 및 질병 보고서와 동일한 내용으로 이루어졌다(Engebretsen, Steffen & Alonso, 2010; Engebretsen, Soligard & Steffen, 2013; Soligard, Steffen & Palmer-Green, 2015; Soligard et al., 2017). 집단은 상해 미경험 집단(non-injury

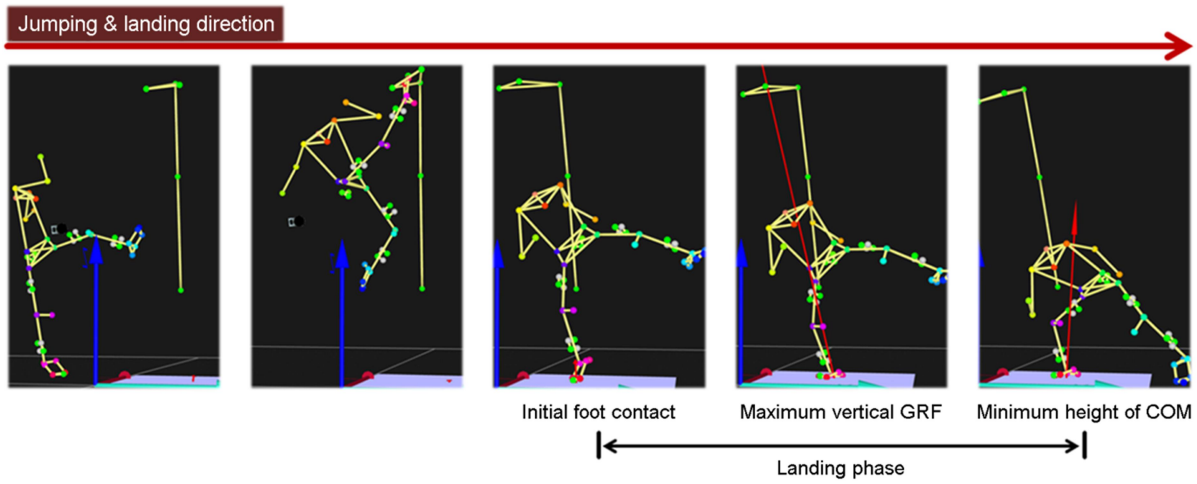

Figure 1. Analysis of Landing phase.

group, [NG], n=5, age: 20.5±0.9 years; height: 171.6±3.6 cm; body weight: 65.7±4.4 kg; career: 5.0±2.7 years)과 상해 경험 집단(injury group, [IG], n=9, age: 21.0±0.8 years; height: 170.9±4.6 cm; body weight: 67.1±7.0 kg; career: 8.6±5.0 years)으로 구분되었다. IG는 모두 뛰어 차기 기술 수행 후 착지 과정에서 상해가 발생되었으며, 대부분 무릎과 발목관절의 염좌, 인대 파열, 골절 등의 상해로 조사되었다.

2. 실험 절차

본 연구는 태권도 뛰어 차기의 착지 동작에 대한 상해 요인을 분석하고 자유 품새에 적용 가능한 안정적인 착지 방법을 제안하고자 뛰어 차기 중에 가장 대표적인 기본 기술인 뛰어 앞차기를 분석하였다. 우선, 가장 자연스러운 동작을 유도하고 부상을 방지하기 위하여 준비 운동을 충분히 실시하였으며, 지름 2 cm로 제작된 반사마커(reflection marker)를 인체관절 중심점과 분절 표면에 부착하고 하지 근육에 근전도(Zero-wire EMG, Aurion, Italy)를 부착하였다. 이때, EMG electrode (Fiab, Italy)를 부착한 하지 근육 위치는 중둔근(Gluteus Medius), 대퇴직근(Rectus Femoris), 대퇴이두근(Hamstrings), 전경골근(Tibialis Anterior), 비복근(Gastrocnemius Lateral)이다. 뛰어 앞차기 높이는 230 cm로 통일하여 진행하였으며, 도약과 뛰어 앞차기 목표물까지 태권도 매트를 바닥에 설치하여 격파 경기장과 동일한 조건으로 실시하였다. 이때, 집단 간에 착지 동작의 차이가 착지 전략의 차이로 평가하기 위하여 두 집단 간에 착지 이전 동작을 최대한 동일하게 수행되도록 유도하였다. 시도 횟수는 5회씩 실시하였으며, 충분한 휴식시간으로 동작에 미치는 영향을 최소화 하였다. 지면반력기(AMTI BP 1200 × 1200, USA) 위에서 착지가 이루어질 수 있도록 도약 시작 위치를 사전에 조정하였으며, 주변에 8대의 적외선 카메라(Oqus 300, Qualysis, Sweden)를 설치하여 촬영하였다. 적외선 카메라의 촬영속도(sampling rate)는 200 Hz, 지면반력기와 근전도는 2,000 Hz로 설정하였다.

3. 자료 처리

태권도 뛰어 앞차기의 착지 동작에 대한 상해 요인을 분석하기 위하여 Qualisys Track Manager software (Qualisys, Sweden)와 Matlab R2016b software (The Mathworks, USA)를 사용하였으며, 촬영한 5회 중 3회를 분석하였다. 영상 자료는 NLT (non linear transformation) 방법을 통하여 3차원 좌표값으로 변환시켜 사용하였으며, Butterworth 4th order low-pass filter로 smoothing하였다. 이때, 차단주파수(cut-off frequency)는 12 Hz로 설정하였다. 또한, 근 활성 자료는 차단주파수 40~400 Hz로 Band-pass filter로 smoothing하였으며, 정류(rectify)하여 분석하였다.

4. 분석구간

본 연구에서 분석 구간은 (Figure 1)과 같이 뛰어 앞차기를 수행한 후, 발이 지면에 닿는 순간부터 신체중심의 높이가 가장 낮게 위치한 순간까지를 착지 구간으로 정의하였다.

5. 분석 변인

1) 신체중심 최대 높이

상해 경험 유무에 따른 두 집단 간에 뛰어 앞차기 최대 높

이가 차이가 나타나는지 살펴보기 위하여 신체중심의 최대 높이를 산출하였다(Lugade et al., 2011; Ryu et al., 2012; Yoo & Ryu, 2012).

2) 충격 변인

충격 변인은 발이 지면에 닿은 착지 순간(initial foot contact)부터 수직 지면반력이 최대 발현 시점(maximum vertical ground reaction force)까지를 충격 발생 구간으로 정의하고 이때의 충격량(Impulse)과 평균 충격력(Mean impact force), 부하율(Loading rate), 수직 강성(Vertical stiffness)을 산출하였다. 우선, 충격량은 충격 발생 구간의 수직 지면반력을 적분하여 합한 총 충격량으로 계산하였으며, 이때, 소요시간으로 나누어 충격 발생 구간의 충격력을 계산하였다(Nigg, 2010). 부하율은 수직 지면반력의 최대값을 소요시간으로 나누어 기울기를 계산하였다(Nigg, 2010). 본 연구에서 모든 지면반력 자료는 체중(Body weight)으로 표준화하여 대상자 간의 오차를 제거하였다. 수직 강성은 착지 구간의 수직 지면반력 최대값과 신체중심의 수직 변위로 아래와 같이 산출하였다(Butler et al., 2003).

$$Sitffness_{Vertical} = \frac{F_{max}}{\Delta d_z}$$

F_{max} = 최대 수직 지면반력, Δd_z = 신체중심 수직 변위를 의미한다.

3) 하지 관절각

하지관절의 3차원 움직임을 살펴보기 위하여 착지하는 다리의 엉덩관절과 무릎관절, 발목관절의 각도를 산출하였으며(Hamill & Ryu, 2003; Winter, 2009; Yoo, Jung & Ryu, 2016), 하지관절각에 대한 정의는 (Table 1)과 같다. 또한 착지 순간 착지 발분절의 각도는 (Figure 2)와 같다.

4) 착지 안정성 & 균형성

착지 구간의 안정성과 균형성은 COM의 변위와 COP의 범위와 평균속도로 평가하였다. COM은 정확한 인체 측정학 모델을 기준으로 인체 각 분절의 근위와 원위에 부착한 마커의 좌표값을 이용하여 산출하였으며(Winter, Patla, Prince, Ishac & Gielo-Perczak, 1998; Lugade et al., 2011; Ryu et al., 2012; Yoo & Ryu, 2012), COP는 지면반력기에서 측정되는 수직 지면반력과 전후, 좌우 모멘트의 관계로 산출하여(Hamill & Ryu, 2003) 시간 함수에 대한 크기의 폭과 빠르기로 범위와 속도를 산출하였다.

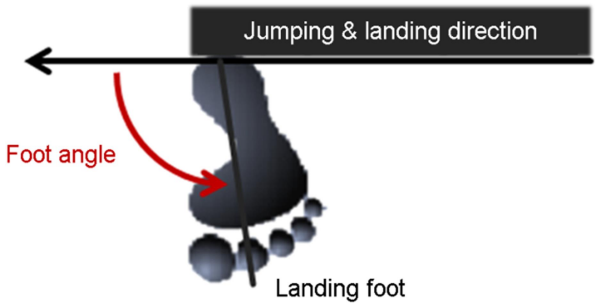

Figure 2. Landing foot angle.

5) 하지 근 활성도 & 근 활성 시점

착지 구간의 주요 하지 근육의 활성 시점(onset time)과 활성도(muscle activity)는 착지 과정에 직접적으로 영향을 미치는 하지 근육을 선정하여 초기 인체 거의 움직임이 없는 1,000 ms 동안의 근 활성 평균값과 표준편차의 2배의 합을 역치(threshold)로 설정하여 이 값보다 커지는 순간을 최초 근 활성 시점으로 산출하였다(Colby et al., 2000; Shultz et al., 2000; Ryu & Chin, 2018). 이때, 발끝이 지면에 닿는 순간을 기준으로 (+)은 착지 이후 근 활성이 이루어진 것을 의미하고 (−)은 착지 이전 근 활성이 이루어진 것을 의미한다. 또한, 하지 근 활성도는 착지 구간을 RMS (root mean square)로 계산하여 상대적인 근 활성 수준(%)으로 표현하였으며, MVC (maximum voluntary contraction)는 착지 구간 중 최대값의 전후 50 frames 씩 windows size 101로 설정하여 이를 100%의 활성도로 간주하여

Table 1. Orientation of joint's movement

Joint	X axis		Y axis		Z axis	
	(+)	(−)	(+)	(−)	(+)	(−)
Hip	Flexion	Extension	Abduction	Adduction	External rotation	Internal rotation
Knee	Flexion	Extension	−	−	−	−
Ankle	Dorsiflexion	Plantarflexion	Eversion	Inversion	−	−

Table 2. Comparisons of impact variables between NG and IG during landing phase

Variables	NG	IG	95% Confidence intervals		*t*	*p*	Effect size (d)
			Lower	Upper			
Height (cm)	171.39±7.51	168.95±5.58	-5.21	10.08	.694	.501	0.32

Table 3. Comparisons of impact variables between NG and IG during landing phase

Variables	NG	IG	95% Confidence intervals		*t*	*p*	Effect size (d)
			Lower	Upper			
IP (Ns)	0.12±0.02	0.11±0.01	-0.01	0.03	1.121	.284	0.43
IF (BW)	2.43±0.36	2.51±0.47	-0.61	0.46	-.302	.768	0.21
MG (BW)	5.88±0.33	5.96±0.74	-0.71	0.55	-.280	.784	0.24
LR (BW/s)	125.41±10.91	136.40±30.17	-41.89	19.90	-.775	.453	1.01
VS (BW/cm)	0.38±0.02	0.42±0.09	-0.11	0.04	-1.030	.328	1.46

NG: non injury group, IG: injury group, IP: impulse, IF: mean impact force, MG: maximum vertical ground reaction force, LR: loading rate, VS: vertical stiffness

계산하였다(Nagano, Ida, Akai & Fukubayashi, 2001, 2017; Yoo et al., 2014).

6. 통계 처리

본 연구의 통계처리는 SPSS 21.0 (IBM, USA)을 이용하였고, 하지 상해 경험 유무에 따른 차이를 살펴보기 위하여 독립표본 *t* 검증(independent *t*-test)를 실시하였으며, 95% 신뢰 구간과 효과크기(Cohen's d)를 제시하였다. 또한, 충격에 미치는 변인을 살펴보기 위하여 피어슨의 적률상관계수(Pearson's correlation coefficient)를 산출하여 변인 간의 관련성을 살펴보았다. 이때, 유의수준은 α=.05로 설정하였다.

RESULTS

1. 신체중심 최대 높이

뛰어 앞차기를 실시하는 동안 COM의 최대 높이는 (Table 2)와 같으며, 두 집단 간에 통계적인 차이는 없었다.

2. 충격 변인

하지 상해 경험 유무에 따른 뛰어 앞차기의 착지 동작에 대한 충격 변인은 (Table 3)과 같으며, IG가 NG에 비하여 평균 충격력, 최대 수직 지면반력, 부하율, 수직 강성이 크게 나타났으나 통계적인 차이는 없었다.

3. 하지 관절각

하지 상해 경험 유무에 따른 뛰어 앞차기의 착지 동작에 대한 하지관절각은 발끝이 지면에 닿는 착지 순간과 최대 수직 지면반력 발현 순간, 착지 구간의 가동범위(range of motion [ROM])를 산출하였으며, 그 결과는 (Table 4)와 같다. 엉덩관절의 굴곡·신전각, 외전·내전각, 외측회전·내측회전각, 무릎관절의 굴곡·신전각, 발목관절의 배측굴곡·저측굴곡각, 외번·내번각에 대한 집단 간에 통계적인 차이는 없었으나 착지 순간 발목관절의 저측굴곡각은 NG가 -7.80±5.04 deg, IG가 -2.51±4.40 deg로 NG가 IG에 비하여 저측굴곡이 크게 나타나는 경향을 보였다.

4. 착지 안정성 & 균형성

하지 상해 경험 유무에 따른 뛰어 앞차기의 착지 동작에 대한 안정성과 균형성 변인은 (Table 5)와 같으며, 집단 간에 통계적인 차이는 없었다. 다만, 인체 안정성을 의미하는 COM 변위는 NG가 IG에 비하여 크게 나타나는 경향을 보였으나 균형성을 의미하는 COP 범위와 속도는 NG가 IG에 비하여 크게 나타나는 경향을 보였다.

Table 4. Comparisons of lower extremities angles between NG and IG during landing phase

Angles (deg)	NG	IG	95% Confidence intervals		*t*	*p*	Effect size (d)
			Lower	Upper			
Foot angle at FC	139.00±22.19	127.78±29.70	-22.11	44.55	.734	.477	0.51
Hip FE angle at FC	44.99±6.13	39.53±19.63	-14.48	25.41	.597	.562	0.89
Hip FE angle at MG	57.66±5.01	49.15±20.01	-7.25	24.26	1.209	.255	1.70
Hip FE ROM	52.79±8.75	55.34±11.62	-15.61	10.52	-.424	.679	0.29
Hip AA angle at FC	43.80±6.01	37.14±9.45	-3.63	16.94	1.410	.184	1.11
Hip AA angle at MG	45.60±5.19	37.75±9.70	-2.44	18.15	1.663	.122	1.52
Hip AA ROM	13.55±9.02	19.47±9.46	-17.24	5.40	-1.139	.277	0.66
Hip EI angle at FC	8.88±4.99	14.17±9.82	-13.92	3.34	-1.337	.206	1.06
Hip EI angle at MG	9.82±5.35	10.91±12.76	-11.77	9.58	-.225	.826	0.20
Hip EI ROM	14.53±4.39	19.10±5.41	-10.77	1.62	-1.609	.134	1.04
Knee FE angle at FC	16.34±9.05	20.60±7.56	-14.08	5.56	-.945	.363	0.47
Knee FE angle at MG	35.43±7.78	37.73±10.01	-13.64	9.03	-.443	.666	0.30
Knee FE ROM	54.01±15.14	63.98±18.69	-31.35	11.41	-1.016	.330	0.66
Ankle DP angle at FC	-40.60±5.09	-39.14±10.41	-12.39	9.47	-.291	.776	0.29
Ankle DP angle at MG	13.12±4.55	13.34±5.57	-6.60	6.16	-.074	.942	0.05
Ankle DP ROM	58.44±4.01	57.99±13.81	-10.53	11.44	.092	.929	0.11
Ankle EV angle at FC	-7.80±5.04	-2.51±4.40	-10.91	.33	-2.051	.063	1.05
Ankle EV angle at MG	-2.16±8.13	0.65±7.94	-12.54	6.92	-.628	.541	0.35
Ankle EV ROM	7.32±3.02	8.29±4.38	-5.80	3.87	-.436	.670	0.32

NG: non injury group, IG: injury group, FC: foot contact on ground, MG: maximum ground reaction force, ROM: range of motion during landing, FE: flexion(+) & extension (−), AA: abduction (+) & adduction (−), EI: external rotation (+) & internal rotation (−), DP: dorsiflexion (+) & plantarflexion (−), EV: eversion (+) & inversion (−)

Table 5. Comparisons of stability and balance variables between NG and IG during landing phase

Variables	NG	IG	95% Confidence intervals		*t*	*p*	Effect size (d)
			Lower	Upper			
ML COM displacement (cm)	1.08±0.51	0.88±0.42	-0.35	0.75	.806	.436	0.40
AP COM displacement (cm)	-7.92±1.46	-7.38±1.95	-1.65	2.73	.534	.603	0.37
SI COM displacement (cm)	-15.32±1.07	-14.73±2.97	-2.46	3.64	.421	.681	0.55
ML COP range (cm)	8.13±4.14	13.00±8.89	-14.16	4.42	-1.142	.276	1.18
AP COP range (cm)	11.14±3.35	26.37±30.88	-39.05	8.59	-1.464	.180	4.54
ML COP mean velocity (cm/s)	93.49±47.37	116.96±58.81	-39.08	86.02	-.818	.430	0.40
AP COP mean velocity (cm/s)	150.71±56.22	156.67±134.42	-145.05	133.13	-.093	.927	0.11

NG: non injury group, IG: injury group, ML: mediolateral, AP: anteroposterior, SI: superoinferior, COM: center of mass, COP: center of pressure

Table 6. Comparisons of Lower muscular activities between NG and IG during landing phase

Muscular activities	NG	IG	95% Confidence intervals		*t*	*p*	Effect size (d)
			Lower	Upper			
GM onset time (sec)	-0.34±0.04	-0.31±0.03	-0.07	0.01	-1.644	.126	0.73
RF onset time (sec)	-0.32±0.04	-0.31±0.04	-0.06	0.05	-.147	.886	0.09
HT onset time (sec)	-0.35±0.04	-0.31±0.05	-0.10	0.02	-1.474	.166	0.99
TA onset time (sec)	-0.33±0.03	-0.33±0.05	-0.05	0.05	-.183	.858	0.14
GL onset time (sec)	-0.34±0.03	-0.32±0.04	-0.07	0.03	-1.051	.314	0.76
GM activation (%)	13.68±11.23	4.52±1.13	-17.82	-0.50	**2.425**	**.041**	**1.22**
RF activation (%)	14.62±12.66	15.63±13.89	-17.40	15.39	-.133	.896	0.08
HT activation (%)	24.67±2.57	28.63±11.43	-12.91	4.99	-.994	.345	1.54
TA activation (%)	19.76±21.41	13.18±9.19	-19.54	32.69	.654	.543	0.31
GL activation (%)	12.58±14.41	12.99±7.17	-12.77	11.95	-.072	.944	0.03

NG: non injury group, IG: injury group, GM: gluteus medius, RF: rectus femoris, HT: hamstrings, TA: tibialis anterior, GL: gastrocnemius lateral

5. 하지 근 활성도 & 근 활성 시점

하지 상해 경험 유무에 따른 뛰어 앞차기의 착지 동작에 대한 하지 근육의 활성 시점과 활성도는 (Table 6)과 같으며, 근 활성 시점은 NG가 IG에 비하여 빠르게 활성되는 경향을 보였으나 통계적인 차이는 없었다. 근 활성도를 살펴보면, 중둔근의 경우 NG가13.68±11.23%, IG가 4.52±1.13%로 p=.041, effect size (d)=1.22 수준에서 통계적으로 NG가 IG에 비하여 크게 나타났다.

6. 상관계수

뛰어 앞차기 착지 구간의 충격 변인과 하지관절각 간의 상관계수는 상관계수는 (Table 7)과 같다. 평균 충격력은 착지 순간 발 각도와의 상관계수가 r=-.775 (p=.001)로 부적 상관관계, 엉덩관절 굴곡·신전 가동범위와 r=-.564 (p=.018)로 부적 상관관계, 착지 순간 발목관절의 배측·저측굴곡각과 r=.694 (p=.003)로 정적 상관관계, 발목관절의 가동범위와 r=-.683 (p=.004)로 부적 상관관계가 나타났다. 최대 수직 지면반력은 착지 순간 엉덩관절 외측·내측회전각과의 상관계수가 r=-.497 (p=.035), 최대 지면반력 발현 순간 엉덩관절 외전·내전각과 r=-.482 (p=.040), 최대 지면반력 발현 순간 무릎관절 굴곡·신전각과 r=-.612 (p=.010)로 모두 부적 상관관계가 나타났다. 부하율은 착지 순간 발 각도와의 상관계수가 r=-.560 (p=.019)로 부적 상관관계, 착지 순간과 지면반력 발현 순간 엉덩관절 외전·내전각과 r=-.573 (p=.016), r=-.635 (p=.007)로 부적 상관관계, 착지 순간 발목관절의 배측·배측굴곡각과 r=.743 (p=.001)로 정적 상관관계, 발목관절의 가동범위와 r=-.564 (p=.018)로 부적 상관관계가 나타났다. 수직 강성은 착지 순간 발 각도와의 상관계수가 r=-.552 (p=.020)로 부적 상관관계, 착지 순간과 최대 지면반력 발현 순간 엉덩관절 외전·내전각과 r=-.638 (p=.007), r=.656 (p=.005)로 부적 상관관계, 착지 순간 엉덩관절 외측·내측회전각과 r=-.480 (p=.041)로 부적 상관관계, 착지 순간 발목관절의 배측·배측굴곡각과 r=.822 (p=.001)로 정적 상관관계, 가동범위와 r=-.566 (p=.017)로 부적 상관관계가 나타났다.

뛰어 앞차기 착지 구간의 충격 변인과 안정성 및 균형성 변인 간의 상관계수는 (Table 8)과 같다. 우선, 평균 충격력은 전후 COM 변위와의 상관계수가 r=-.680 (p=.004), 상하 COM 변위와 r=-.573 (p=.016), 좌우 COP 속도와 r=.501 (p=.034)로 부적 상관관계가 나타났다. 또한, 부하율은 전후 COM 변위와의 상관계수가 r=-.643 (p=.007), 상하 COM 변위와 r=-.731 (p=.001)로 부적 상관관계가 나타났다. 그리고 수직 강성은 전후 COM 변위와의 상관계수가 r=-.615 (p=.010), 상하 COM 변위와 r=-.813 (p=.000)로 부적 상관관계가 나타났다.

뛰어 앞차기 착지 구간의 충격 변인이 하지 근 활성 시점 및 활성도와의 상관계수는 (Table 9)와 같다. 우선, 평균 충격력은 중둔근 근 활성 시점과의 상관계수가 r=-.530 (p=.026)로 부적 상관관계가 나타났다. 수직 지면반력 최대값은 대퇴직근 근 활성 시점과의 상관계수가 r=.485 (p=.039)로 정적 상관관계가 나타났다. 수직 강성은 햄스트링 근 활성 시점과의 상관계수가 r=.491 (p=.037)로 정적 상관관계가 나타났다.

Table 7. Correlation coefficients between impact variables and stability variables

Correlation coefficients	IF	MG	LR	VS
Foot angle at FC	***r*=-.775 (*p*=.001)**	*r*=.054 (*p*=.428)	***r*=-.560 (*p*=.019)**	***r*=-.552 (*p*=.020)**
Hip FE angle at FC	*r*=-.395 (*p*=.081)	*r*=-.353 (*p*=.108)	*r*=-.343 (*p*=.115)	*r*=-.231 (*p*=.214)
Hip FE angle at MG	*r*=-.397 (*p*=.080)	*r*=-.287 (*p*=.160)	*r*=-.290 (*p*=.157)	*r*=-.187 (*p*=.261)
Hip FE ROM	***r*=-.564 (*p*=.018)**	*r*=-.146 (*p*=.309)	*r*=-.447 (*p*=.054)	*r*=-.324 (*p*=.129)
Hip AA angle at FC	*r*=-.291 (*p*=.157)	*r*=-.242 (*p*=.202)	***r*=-.573 (*p*=.016)**	***r*=-.638 (*p*=.007)**
Hip AA angle at MG	*r*=-.374 (*p*=.094)	***r*=-.482 (*p*=.040)**	***r*=-.635 (*p*=.007)**	***r*=-.656 (*p*=.005)**
Hip AA ROM	*r*=-.214 (*p*=.232)	*r*=.348 (*p*=.111)	*r*=-.201 (*p*=.246)	*r*=-.357 (*p*=.105)
Hip EI angle at FC	*r*=-.278 (*p*=.168)	***r*=-.497 (*p*=.035)**	*r*=-.444 (*p*=.056)	***r*=-.480 (*p*=.041)**
Hip EI angle at MG	*r*=-.275 (*p*=.171)	*r*=-.327 (*p*=.127)	*r*=-.355 (*p*=.107)	*r*=-.405 (*p*=.075)
Hip EI ROM	*r*=-.183 (*p*=.266)	*r*=.021 (*p*=.472)	*r*=-.143 (*p*=.313)	*r*=-.145 (*p*=.310)
Knee FE angle at FC	*r*=.276 (*p*=.170)	*r*=-.178 (*p*=.272)	*r*=.192 (*p*=.255)	*r*=.290 (*p*=.157)
Knee FE angle at MG	*r*=.100 (*p*=.367)	***r*=-.612 (*p*=.010)**	*r*=.006 (*p*=.493)	*r*=.142 (*p*=.314)
Knee FE ROM	*r*=-.306 (*p*=.144)	*r*=-.306 (*p*=.144)	*r*=-.135 (*p*=.322)	*r*=-.101 (*p*=.365)
Ankle DP angle at FC	***r*=.694 (*p*=.003)**	*r*=.172 (*p*=.279)	***r*=.743 (*p*=.001)**	***r*=.822 (*p*=.000)**
Ankle DP angle at MG	*r*=-.231 (*p*=.213)	*r*=.243 (*p*=.202)	*r*=-.122 (*p*=.339)	*r*=-.053 (*p*=.429)
Ankle DP ROM	***r*=-.683 (*p*=.004)**	*r*=-.080 (*p*=.393)	***r*=-.564 (*p*=.018)**	***r*=-.566 (*p*=.017)**
Ankle EV angle at FC	*r*=-.104 (*p*=.361)	*r*=.229 (*p*=.215)	*r*==-.037 (*p*=.450)	*r*=-.165 (*p*=.287)
Ankle EV angle at MG	*r*=-.151 (*p*=.303)	*r*=-.074 (*p*=.400)	*r*=-.235 (*p*=.210)	*r*=-.381 (*p*=.089)
Ankle EV ROM	*r*=-.175 (*p*=.275)	*r*=-.420 (*p*=.068)	*r*=-.343 (*p*=.115)	*r*=-.418 (*p*=.069)

IP: impulse, IF: mean impact force, MG: maximum vertical ground reaction force, LR: loading rate, VS: vertical stiffness, FC: foot contact on ground, MG: maximum ground reaction force, ROM: range of motion during landing, FE: flexion(+) & extension (−), AA: abduction (+) & adduction (−), EI: external rotation (+) & internal rotation (−), DP: dorsiflexion (+) & plantarflexion (−), EV: eversion (+) & inversion (−)

Table 8. Correlation coefficients between impact variables and stability variables

Correlation coefficients	IF	MG	LR	VS
ML COM displacement	*r*=.226 (*p*=.219)	*r*=.034 (*p*=.454)	*r*=.135 (*p*=.322)	*r*=.102 (*p*=.365)
AP COM displacement	***r*=-.680 (*p*=.004)**	*r*=.017 (*p*=.477)	***r*=-.643 (*p*=.007)**	***r*=-.615 (*p*=.010)**
SI COM displacement	***r*=-.573 (*p*=.016)**	*r*=.029 (*p*=.460)	***r*=-.731 (*p*=.001)**	***r*=-.813 (*p*=.000)**
ML COP range	*r*=-303 (*p*=.146)	*r*=.280 (*p*=.166)	*r*=-162 (*p*=.290)	*r*=-085 (*p*=.386)
AP COP range	*r*=-177 (*p*=.272)	*r*=.351 (*p*=.109)	*r*=-197 (*p*=.249)	*r*=-241 (*p*=.204)
ML COP mean velocity	***r*=.501 (*p*=.034)**	*r*=.246 (*p*=.198)	*r*=-304 (*p*=.145)	*r*=-142 (*p*=.314)
AP COP mean velocity	*r*=.290 (*p*=.158)	*r*=.329 (*p*=.125)	*r*=-346 (*p*=.113)	*r*=-398 (*p*=.079)

IP: impulse, IF: mean impact force, MG: maximum vertical ground reaction force, LR: loading rate, VS: vertical stiffness, ML: mediolateral, AP: anteroposterior, SI: superoinferior, COM: center of mass, COP: center of pressure

Table 9. Correlation coefficients between impact variables and Muscular activities

Correlation coefficients	IF	MG	LR	VS
GM onset time	***r*=-.530 (*p*=.026)**	*r*=.253 (*p*=.191)	*r*=-.105 (*p*=.361)	*r*=-.073 (*p*=.402)
RF onset time	*r*=-.151 (*p*=.304)	***r*=.485 (*p*=.039)**	*r*=.152 (*p*=.302)	*r*=.193 (*p*=.255)
HT onset time	*r*=.004 (*p*=.495)	*r*=.223 (*p*=.222)	*r*=.340 (*p*=.117)	***r*=.491 (*p*=.037)**
TA onset time	*r*=-.329 (*p*=.125)	*r*=.065 (*p*=.413)	*r*=.176 (*p*=.273)	*r*=.257 (*p*=.187)
GL onset time	*r*=-.056 (*p*=.424)	*r*=.215 (*p*=.230)	*r*=.286 (*p*=.161)	*r*=.419 (*p*=.068)
GM activation	*r*=-.058 (*p*=.422)	*r*=.092 (*p*=.377)	*r*=.018 (*p*=.476)	*r*=-.048 (*p*=.436)
RF activation	*r*=-.257 (*p*=.188)	*r*=-.097 (*p*=.371)	*r*=-.227 (*p*=.217)	*r*=-.212 (*p*=.234)
HT activation	*r*=-.243 (*p*=.202)	*r*=-.331 (*p*=.123)	*r*=-.119 (*p*=.342)	*r*=-.027 (*p*=.464)
TA activation	*r*=.227 (*p*=.217)	*r*=.038 (*p*=.448)	*r*=.189 (*p*=.258)	*r*=.208 (*p*=.238)
GL activation	*r*=-.040 (*p*=.445)	*r*=.003 (*p*=.495)	*r*=-.014 (*p*=.481)	*r*=.006 (*p*=.492)

IP: impulse, IF: mean impact force, MG: maximum vertical ground reaction force, LR: loading rate, VS: vertical stiffness, GM: gluteus medius, RF: rectus femoris, HT: hamstrings, TA: Tibialis anterior, GL: gastrocnemius lateral

DISCUSSION

본 연구에서 살펴본 뛰어 앞차기는 가장 대표적인 태권도 시범 도약 격파 기술 중 하나이다. 그 동안 뛰어 앞차기는 높이 차기 위한 기술로, 높이에 대한 관심과 노력이 집중되어 왔으며, 이와 관련된 운동역학적 선행연구(Ha et al., 2007; Lee, 2007; Shin, 2017)도 도약과 공중 동작에 초점이 맞추어져 왔다. 최근에 뛰어 앞차기를 비롯한 뛰어 차기 전반에 착지 위험성이 부각되어 있으며(Bae, 2014; Goh, 2012; Goh et al., 2012; Moon et al., 2007; Lee & Shin, 2009), 자유 품새 종목이 신설되고 동작 간의 연결성과 속도 조절 능력이 주요 평가 요소라는 측면에서 본 연구를 통하여 하지 상해 유무에 따른 뛰어 앞차기 착지 동작의 상해 요인을 분석하고 자유 품새에 적용을 위한 안정적인 착지 방법을 제안하고자 하였다.

하지 상해 경험 유무에 따른 뛰어 앞차기의 착지 동작에 대한 충격, 하지관절각, 안정성 및 균형성, 근 활성도의 분석 결과를 살펴보면, 착지 구간 중둔근의 근 활성도에서 상해를 경험하지 않은 집단이 상해를 경험한 집단에 비하여 크게 나타났다. 상대적으로 외발 착지 동작에서 충격이 크게 발생되는 여자 선수의 경우 대둔근의 근 활성도가 감소하였다는 연구(Zazulaket et al., 2005)와 착지 순간 둔근이 충격을 흡수하는데 중요한 역할을 한다고 주장한 연구(Decker, Torry, Wyland, Sterett & Richard, 2003)로 알 수 있듯이, 상해를 경험한 집단에 비하여 상해를 경험하지 않은 집단에서 착지 순간 중둔근이 더 크게 활성되어 무릎관절 부상의 위험을 높이는 외반슬(valgus)을 효과적으로 예방할 수 있는 상태라 판단된다. 이때, 모든 하지 근육의 초기 근 활성 시점이 발끝이 지면에 닿기 전에 나타난 것은 외부 충격에 대한 하지 근육의 선 반응(pre-activation)의 형태로 판단되며, 이러한 선 반응은 동적인 상황에서 관절의 안정성에 매우 중요한 요인이라 할 수 있다(Lephart, Abt & Ferris, 2002).

인체 안정성을 의미하는 COM 변위는 상해를 경험하지 않은 집단에서 크게 나타나는 경향을 보였고, 균형성을 의미하는 COP 범위와 속도는 작게 나타나는 경향을 보였다. 이것은 우수, 비 우수 선수 간의 외발서기인 태권도 학다리서기의 균형성과 안정성을 비교한 연구(Ryu et al., 2012)에서도 보고되었듯이, 항상 균형성과 안정성이 정적인 상관관계를 보이는 것은 아니며, 하지 근력이 우수하고 기술 수행 능력이 뛰어난 선수는 불안정한 상태에서도 우수한 균형 능력으로 동작을 성공적으로 수행할 수 있다. 따라서 본 연구에서 상해를 경험하지 않은 집단이 뛰어 앞차기를 수행하고 착지하는 과정에서 충격을 감소시키기 위한 전략으로 신체중심의 이동을 크게 하였음에도 균형성은 우수한 경향을 보인 것으로 사료된다. 이외의 충격과 하지관절각, 안정성 및 균형성 관련 변인들은 집단 간에 차이가 나타나지 않았다. 이것은 하지 상해 유무에 따른 하지 근력과 균형성에서는 차이가 나타나지 않고 발목관절의 좌우 비대칭에서만 차이가 관찰되었다고 보고된 연구(Ryu & Lee, 2019)와 유사한 결과라 판단되며, 향후 대상자 수를 증가시켜 확인할 필요가 있다.

다음으로, 안정적인 착지 방법을 제안하기 위하여 변인 간의 상관관계를 살펴보았다. 우선, 착지 순간 지면에 놓여진 발분절의 각도가 크게 나타날수록 충격력, 부하율, 수직 강성이 작게 나타났다. 착지 순간 발 각도가 크게 나타났다는 것은 발끝의 방향을 도약한 방향과 반대를 향하게 하여 착지한다는 것

을 의미하며, 발을 순간적으로 틀어서 착지하는 것이 인체에 전달되는 부하를 효과적으로 감소시킬 수 있는 전략이라 판단된다. 이와 더불어 엉덩관절의 외전각과 외회전각이 증가할수록 부하율과 수직 강성이 감소한다는 것도 착지 발 각도를 도약 방향과 반대로 내려놓기 위한 엉덩관절의 각도 변화라 판단된다. 시상면의 움직임을 살펴보면, 착지 순간 발목관절의 저측굴곡각이 증가할수록 충격력과 부하율, 수직 강성이 감소하였으며, 수직 지면반력의 최대 발현 순간 무릎관절의 굴곡각이 증가할수록 수직 지면반력이 감소하였다. 또한, 발목관절의 배측굴곡·저측굴곡 가동범위와 엉덩관절 굴곡·신전 가동범위가 증가할수록, 클수록 충격력, 부하율, 수직 강성이 감소하였다. 무릎 손상을 경험한 선수와 경험하지 않은 선수 간에 착지 동작에서 무릎관절각은 유사하게 나타났으나 무릎관절의 최대 굴곡각이 손상을 경험하지 않은 선수가 상대적으로 10도 정도 크게 나타난 연구(Hewett et al., 2005; Lephart et al., 2002)와 일맥 상통한 결과라 판단된다. 종합적으로 시상면의 하지관절각은 신체중심의 상하, 전후 변위 증가를 유도하고 그로 인한 충격 흡수 기전이 충분히 발현된 결과라 판단된다. 근 활성도를 살펴보면, 대퇴직근과 햄스트링 근육의 착지 이전 활성이 빠를수록 수직 지면반력 최대값과 수직 강성이 감소하는 결과를 보였다. 스포츠 활동 중 착지 동작에서 근 활성 시점은 착지 안정성과 밀접한 관련이 있으며(Besier, Lloyd, Ankland & Gochrane, 2001; Besier, Lloyd & Ankland, 2003; Cowling & Steele, 2001; Myer et al., 2009; Rozzi, Lephart, Gear & Fu, 1999; Wojtys, Kothari & Huston, 1996; Zazulak et al., 2005) 햄스트링 근 활성이 착지 이전에 빠르게 나타날수록 무릎관절 손상을 예방할 수 있다고 보고되어 왔다(Huston & Wojtys, 1996). 또한, 대퇴사두근에 비하여 햄스트링 근 활성도가 작고 느리게 발현되면, 무릎관절 상해가 발생된다는 언급(Myklebust et al., 2003; Yasuharu, Hirofumi, Masami & Toru, 2007)과 달리기와 점프, 착지 동작에서 상해 예방을 위해서는 햄스트링 근육을 강화해야 한다는 주장(Myer et al., 2009)에서 알 수 있듯이, 착지 순간 햄스트링 근육의 빠른 활성과 대퇴직근과의 균형이 착지 안정성에 중요한 역할을 한다고 판단된다.

CONCLUSION

뛰어 앞차기의 착지 동작을 살펴보면, 착지 시 발생한 최대 충격력은 체중 대비 약 7배에 달하는 것으로 나타남에 따라 충격을 감소시키는 전략은 반드시 필요하다. 본 연구 결과를 바탕으로 뛰어 앞차기를 상대적으로 안정적으로 수행하기 위한 방법을 몇 가지 제안하고자 한다. 우선, 착지 구간에서 하지관절 움직임을 크게 하여 상하 방향의 신체중심 움직임도 최대한 크게 유도함으로써 충격 흡수 및 완화 기능이 발현되리라 판단된다. 이때, 무릎관절 굴곡근에 해당하는 햄스트링 근육 강화 운동을 통하여 착지 구간의 무릎관절의 가동범위를 증가시킬 수 있으며, 무릎관절 손상을 예방하는데 도움을 줄 수 있는 둔근의 근육 강화 운동을 통하여 착지 동작의 안정성을 높일 수 있을 것이라 기대된다. 착지 구간에서 중둔근의 마지막으로 안정적인 착지를 위해서는 착지 순간 발 각도를 도약 방향과 반대로 향하게 틀어서 내려놓는 것이 충격을 감소시키는데 효과적이라고 판단되며, 이를 위한 충분한 훈련이 요구된다. 향후 이와 관련하여 착지 발의 각도 변화를 통하여 충격의 변화를 다각적으로 살펴볼 필요가 있으며, 다양한 도약 기술에 대한 안정적인 착지 방법에 관한 연구도 이루어지길 기대한다. 또한, 본 연구는 상해 경험에 따라 착지 전략이 차이가 있으며, 그 차이로 인하여 상해가 발생되었을 것이라는 점이 전제 조건이었으나 상해를 경험한 집단은 상해 자체에 의한 기능적 변화나 상해로 인한 전략적인 변화로 발생했을 가능성을 배제할 수 없으므로 이에 대한 추가적인 연구도 기대된다.

REFERENCES

Agel, J., Evans, T. A., Dick, R., Putukian, M. & Marshall, S. W. (2007). Descriptive epidemiology of collegiate men's soccer injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2002-2003. *Journal of Athletic Training*, *42*(2), 270-277.

Bae, J. H. (2014). The Effect of Training Type on the Range of Motion, Isokinetic Muscular Function and Stability of Ankle in Taekwondo Demonstration Team. Unpublished Master's Thesis. Graduate School of Gachon University.

Besier, T. F., Lloyd, D. G. & Ankland, T. R. (2003). Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *35*, 119-127.

Besier, T. F., Lloyd, D. G., Ankland, T. R. & Gochrane, J. L. (2001). Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuver. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *33*, 1176-1181.

Butler, R. J., Crowell, H. P. & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, *18*(6), 511-517.

Cha, Y. N. (2017). The effect of the type of Taekwondo jump kick on injury risk factors in lower extremity during one leg landing. Unpublished Doctor's Thesis. Graduate School of Korea National Sport University.

Colby, S., Francisco, A., Yu, B., Kirkendall, D., Finch, M. & Garrett, W. (2000). Electromyographic and kinematic analysis of

cutting maneuvers implications for anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, *28*(2), 234-240.

Cowling, E. J. & Steele, J. R. (2001). Is lower limb muscle synchrony during landing affected by landing? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *11*, 263-268.

Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I. & Richard, S. J. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics, (Bristol, Avon)*, *18*, 662-669.

Devita, P. & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *24*(1), 108-115.

Dufek, J. S. & Bates, B. T. (1990). The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *22*(3), 370-377.

Engebretsen, L., Steffen, K. & Alonso, J. M. (2010). Sports injuries and illnesses during the Winter Olympic Games 2010. *British Journal of Sport Medicine*, *44*, 772-780.

Engebretsen, L., Soligard, T. & Steffen, K. (2013). Sports injuries and illnesses during the London Summer Olympic Games 2012. *British Journal of Sport Medicine*, *47*, 407-414.

Goh, J. O. (2012). Incidence Study of Musculoskeletal Acute Injuries of Object-Breaking Maneuver-related in Taekwondo Competitors. *Journal of Sport and Leisure Studies*, *48*, 761-772.

Goh, J. O., Kim, S. J. & Ji, C. H. (2012). Incidence Rate of Taekwondo Demonstration-related Injuries and Potential Risk Factors. *Journal of Sport and Leisure Studies*, *47*, 887-908.

Granata, K. P., Padua, D. A. & Wilson, S. E. (2002). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *12*(2), 127-135.

Ha, C. S., Jun, Y. S. & Lee, Y. R. (2007). Biomechanical Analysis of Twio Apchagi in Taekwondo. *Korean Journal of Sports Science*, *16*(3), 725-735.

Hamill, J. & Ryu, J. S. (2003). Experiment in Sport Biomechanics: Daehanmedia.

Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, J. R. A. J., Mclean, S. G. … & Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, *33*, 492-501.

Hrysomallis, C. (2007). Relationship between balance ability, training and sports injury risk. *Sports Medicine*, *37*(6), 547-556.

Huston, L. J. & Wojtys, E. M. (1996). Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. *American Journal of Sports Medicine*, *24*, 427-436.

Jamison, S. T., Pan, X. & Chaudhari, A. M. (2012). Knee moments during run-to-cut maneuvers are associated with lateral trunk positioning. *Journal of Biomechanics*, *45*(11), 1881-1885.

Jo, S. C. (1999). Biomechanical analysis of bare foot landing and shod foot landing in drop jump. *The Korean Journal of Physical Education*, *38*(3), 715-725.

Joo, J. Y. (2014). The kinetic analysis of knee depending on foot planting position in drop landings. Unpublished Master's Thesis. Graduate School of Chonnam National University.

Kim, S. K., Shin, S. H., Seon, N. S. & Kwon, M. S. (2008). Vertical reaction force and kinematical compensation movements analysis of drop landing movement in obese and normal subjects. *Korean Journal of Sport Science*, *19*(3), 1-10.

Korea Taekwondo Association (2019). Poomsae Competition Rules & Interpretation.

Kukkiwon (2006). Taekwondo Textbook. Seoul: Osung.

Lee, Y. J. & Shin, M. Y. (2009). A Study on the Sports Injuries of University Taekwondo Demonstration Team. *Taekwondo Journal of Kukkiwon*, *5*(1), 119-138.

Lee, Y. L. (2007). Biomechanical Analysis of Twio Apchagi in Taekwondo. Unpublished Master's Thesis. Graduate School of Sangji University.

Lee, H. J. & Chou, L. S. (2006). Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *87*(4), 569-575.

Lephart, S. M., Abt, J. P. & Ferris, C. M. (2002). Neuromuscular contributions to anterior cruciate ligament injuries in females. *Current Opinion in Rheumatology*, *14*, 168-173.

Lugade, V., Lin, V. & Chou, L. S. (2011). Center of mass and base of support interaction during gait. *Gait & Posture*, doi: 10.1016/ j.gaitpost.2010.12.013.

Marshall, S., W., Padua, D. A. & Mcgrath, M. L. (2007). Incidence of ACL Injury. *American Orthopaedic Society for Sports Medicine*, 5-30.

McNitt-Gray, J. L. (1993). Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. *Journal of Biomechanics*, *26*(9), 1037-1046.

Moon, Y. L., Kim, D. H., Lee, J. Y., Yoon, O. N. & Kim, C. Y. (2007). Injury Mechanism and Progress of Anterior Cruciate Ligament Injury in Taekwondo Players. *The Korean Journal of Sports Medicine*, *25*(1), 83-86.

Myer, G. D., Ford, K. R., Foss, K. D. B., Liu, C., Nick, T. G. & Hewett, T. E. (2009). The relationship of hamstrings and quadriceps strength to anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Clinical Journal of Sport Medicine*, *19*, 3-8.

Myklebust, G., Engebretsen, L., Braekken, I. H., Skjolberg, A., Olsen, O. E. & Bahr, R. (2003). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. *Clinical Journal of Sport Medicine*, *13*, 71-78.

Nagano, Y., Ida, H., Akai, M. & Fukubayashi, T. (2007). Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing. *The Knee*, *14*, 218-223.

Nagano, Y., Ida, H., Akai, M. & Fukubayashi, T. (2011). Effects of jump and balance training on knee kinematics and electromyography of female basketball athletes during a single limb drop landing: pre-post intervention study. *Sport Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, *3*(14), 1-8.

Nigg, B. M. (2010). Biomechanics of Sport Shoes. University of Calgary.

Panzer, V. P., Wood, G. A., Bates, B. T. & Mason, B. R. (1988). Lower extremity loads in landings of elite gymnasts. *Biomechanics XI-B*, 727-735.

Rozzi, S. L., Lephart, S. M., Gear, W. S. & Fu, F. H. (1999). Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. *American Journal of Sports Medicine*, *27*, 312-319.

Ryu, J. S., Yoo, S. H., Park, S. K. & Yoon, S. H. (2012). Comparisons between skilled and less-skilled players' balance in hakdariseogi. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *22*(1), 55-63.

Ryu, S. & Chin, S. T. (2018). Is Taekwondo Baro Jireugi sequenced or simultaneous? *Taekwondo Journal of Kukkiwon*, *8*(1), 1-25.

Ryu, S. & Lee, T. K. (2019). Comparison of balance and lower extremities strength symmetry according to injury experience of Taekwondo demonstration. Proceedings of 2nd International Knowledge Civilization and Nano Technology Conference 2019.

Soligard, T., Steffen, K. & Palmer-Green, D. (2015). Sports injuries and illnesses in the Sochi 2014 Olympic Winter Games. *British Journal of Sport Medicine*, *49*, 441-447.

Soligard, T., Steffen, K., Palmer, D., Alonso, J. M., Bahr, R., Lopes, A. D. … & Engebretsen, L. (2017). Sports injury and illness incidence in the Rio de Janeiro 2016 Olympic Summer Games: A prospective study of 11,274 athletes from 207 countries. *British Journal of Sport Medicine*, *51*, 1265-1271.

Shin, J. M. (2017). Kinematic and Kinetic Differences during the Landing Phase between Drop Landing and Drop Jumping. *Journal of Sport and Leisure Studies*, *67*(2), 467-477.

Shin, H. C. (2017). Comparison of kinetic characteristics of Taekwondo jumping front kick (run up, take off and kicking) according to skill levels. Unpublished Doctor's Thesis. Graduate School of Korea University.

Shultz, S. J., Perrin, D. H., Adams, J. M., Arnold, B. L., Gansneder, B. M. & Granata, K. P. (2000). Assessment of neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *10*(3), 159-170.

Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Nguyen, A. D. & Levine, B. J. (2010). Joint laxity is related to lower extremity energetics during a drop jump landing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *42*(4), 771-780.

Williams, D. S., McClay, I. S., Scholz, J. P., Buchanan, T. S. & Hamill, J. (2003). Lower extremity stiffness in runners with different foot types. Gait and Posture, In press.

Williams, D. S., McClay, I. S. & Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics*, *16*(4), 341-347.

Winter, D. A. (2009). Biomechanics and Motor Control of Human movement. Fourth edition.

Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M. & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, *80*, 1211-1221.

Wojtys, E. M., Kothari, S. U. & Huston, L. J. (1996). Anterior cruciate ligament functional brace use in sports. *American Journal of Sports Medicine*, *24*, 539-546.

World Taekwondo Federation (2019). Poomsae Competition Rules.

Yasuharu, N., Hirofumi, I., Masami, A. & Toru, F. (2007). Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing. *The Knee*, *14,* 218-223.

Yeow, C. H., Lee, P. V. S. & Goh, J. C. H. (2011). Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to diggerent landing heights and techniques. *The Knee*, *17*, 127-131.

Yoo, S. H., Jung, K. H. & Ryu, J. S. (2016). Suggestion of new

terminology and classification of the hand techniques by angular momentum in the Taekwondo Poomsae. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *26*(1), 51-69.

Yoo, S. H., Ryu, J. S., Park, S. K. & Yoon, S. K. (2013). Successful Factor Analysis of 540° Dwihuryeochagi to Apply Free Style Poomsae of Taekwondo. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *23*(4), 285-294.

Yoo, S. H. & Ryu. J. S. (2012). Comparison between the balance of skilled and less-skilled players during successful and failed front kick and turning side kick motions. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 22(3), 285-293.

Yoo, S., Park, S. K., Yoon, S., Lim, H. S. & Ryu, J. (2018). Comparison of Proprioceptive Training and Muscular Strength Training to Improve Balance Ability of Taekwondo Poomsae Athletes: A Randomized Controlled Trials. *Journal of Sports Science and Medicine*, *17*, 445-454.

Yoo, S. H., Gil, H. J., Kim, J. N., Ha, S. H., Ryu, J. S., Park, S. K. & Yoon, S. H. (2014). The effects of sports talented exercise program on single leg standing balance. *The Korean Journal of Physical Education*, *53*(3), 721-730.

Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B. & Cholewicki, J. (2007). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *The American Journal of Sports Medicine*, *35*(7), 1123-1130.

Zazulak, B. T., Ponce, P. L., Straub, S. J., Medvecky, M. J., Avedisian, L. & Hewett T. E. (2005). Gender comparison of hip muscle activity during single leg landing. *Journal of Othopaedic and Sports Physical Therapy*, *35*, 292-299.

Zhang, S. N., Bates, B. T. & Dufek, J. (2000). Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *32*, 812-819.