

<https://doi.org/10.7236/JIIBC.2021.21.3.115>

JIIBC 2021-3-16

## 착지 과제에서 낙하높이와 중량이 하지역학에 미치는 영향

### Effect of Different Drop Heights and Load on Lower Extremity Kinetics in Landing Task

현승현\*

Seunghyun Hyun\*

**요약** 인간의 착지 전략은 다양한 조건에서 하지역학을 통해 설명해 왔다. 그러나 중량과 착지 높이의 두 조건이 결합되었을 때 하지역학이 어떻게 반응하는지 아직 이해할 수 없다. 이 연구의 목적을 달성하기 위해 성인 남녀 총 20명은 다양한 착지 높이 0.3 m, 0.4 m, 0.5 m에서 중량(무중량, 체중의 10%, 20% 그리고 30%)을 적용해 드롭랜딩을 실시하였다. 연구결과 중량의 주효과는 모든 변인에서 통계적으로 유의하지 않았다. 반면 착지 높이의 증가에 따라 무릎관절 각도는 더 굴곡된 형태를 보였으며 통계적으로 유의하였다. 또한 착지 높이 증가에 따라 좌우, 전후, 수직지면반력, 부하율은 더 증가되는 반면, 안정화시간은 보다 짧은 시간에 생성되었으며, 통계적으로 유의하였다. 따라서 인간은 다양한 높이에서 중량을 변경시키더라도 착지 동작을 성공적으로 수행할 수 있다. 그러나 중량 조건보다 착지 높이의 변화에 더 민감하게 반응하였다. 착지 높이는 시각정보를 통해 인지 및 충격 흡수에 대비할 수 있지만, 중량 수준은 신체가 인지하기 어렵고 충격흡수를 위한 착지 전략 메커니즘에 더 적용시키기 어려운 이유를 설명해준다.

**Abstract** Human's landing strategies have been explained through lower extremity kinetics in various conditions. However, how lower extremity kinetics respond when the two conditions between a load and landing height are combined is not yet understood. To achieve the purpose of this study, a total of 20 men and women were subjected to drop landing according to a load(No load, 10%, 20%, 30% of the body weight) at various landing heights(0.3 m, 0.4 m, 0.5 m). As a result of the study, the main effect of a load was not statistically significant in all variables. But increasing of the landing heights showed more flexion angle which was statistically significant in knee joint. In addition, as the landing height increased, the medial-lateral, anterior-posterior, vertical force, and loading rate increased, while time to peak vertical force decreased which was statistically significant. Thus, humans can successfully perform the landing motion even if the load is changed at various heights. However, it reacted more sensitively to the change in landing height than that load condition. The landing height can be prepared for recognition and shock absorption through visual information, but the weight level is difficult for the body to perceive and explains why it is more difficult to apply it to the landing strategy mechanism for shock absorption.

**Key Words** : A load, Drop Height, Landing Task, Leg stiffness, Lower Extremity Kinetics

\*정회원, 제주대학교 체육학과  
접수일자 2021년 3월 11일, 수정완료 2021년 4월 11일  
게재확정일자 2021년 6월 4일

Received: 11 March, 2021 / Revised: 11 April, 2021 /

Accepted: 4 June, 2021

\*Corresponding Author: hshyun0306@jeju.ac.kr

Dept. of Kinesiology, Jeju National University, Korea

## I. 서 론

착지 기술은 장애물 코스, 낙하산 착지와 같은 위험도가 높은 군사훈련, 그리고 일상생활에서도 관찰할 수 있다<sup>[1, 2]</sup>. 인간이 수직방향으로 착지하는 동안, 지면반력은 발목, 무릎, 그리고 엉덩 관절을 급격하게 굴곡시키지만, 하지 신근이 토크를 발생시켜 신체의 수직방향에 대한 운동량을 감소시킨다<sup>[3]</sup>. 그러나 체간의 질량은 전신에 대한 35.5%를 차지하기 때문에 착지 시 지면반력 생성에 큰 비중을 차지한다<sup>[4]</sup>. 따라서 이 연구들은 체간에 추가된 중량이 하지 역학을 변경시킨다는 근거를 제시해주는 것이며, 인간의 중량휴대 활동이 증가함에 따라 다양한 높이에서 착지기술에 대한 더 많은 생체역학적 이해가 필요함을 시사한다.

운동기술 복잡성의 증가는 각 기술을 완료하는데 필요한 점프높이의 증가와 관련될 수 있다. 그러나 충격력은 일반적으로 낙하 높이의 증가에 따라 증가한다<sup>[5]</sup>. 여성체조선수들을 대상으로 30 cm, 60 cm, 90 cm의 수직높이에서 드롭랜딩을 실시한 결과, 착지 높이 증가에 따라 최대지면반력이 증가한다고 보고하였고<sup>[6]</sup>, 이들이 경험한 부상들은 비정상적인 지면반력 성분에 기인된 것이라 설명하였다. 또 다양한 수직높이(32 cm, 62 cm, 103 cm) 별 착지를 수행한 결과, 착지 높이에 따라 최대수직 지면반력을 포함해 관절 모멘트, 관절 파워, 그리고 다리 강성도 증가된다고 보고하였다<sup>[7]</sup>. 이에 착지높이의 변경에 따라 지면반력 크기와 하지관절 운동이 서로 매개될 수 있음을 의미하고, 큰 충격력을 수용하기 위해 엉덩, 무릎, 그리고 발목관절이 효과적으로 제어되어야 함을 시사한다<sup>[8]</sup>.

착지기술에서 또 다른 고려사항은 신체에 추가되는 중량이다. 인체는 대퇴직근과 햄스트링으로 연결된 다중 시스템이기 때문에 엉덩 근육 기능에 영향을 주는 체간의 움직임은 무릎과 발목의 생체역학에도 영향을 준다<sup>[9]</sup>. 그리고 체간과 결합된 중량은 전신의 무게중심을 더 상승시켜 정적-동적 조건에서 자세의 불균형을 유발시킨다<sup>[10]</sup>. 결과적으로, 인간은 신체 질량 외에 추가된 중량과 함께 다양한 높이에서 착지 동작이 자주 발생된다. 그리고 이 상황에서 부상을 최소화하기 위해서는 큰 지면반력을 효과적으로 제어할 수 있도록 하지 메커니즘을 최적화시킬 수 있어야 한다<sup>[11]</sup>. 그러나 착지 동안 다양한 착지높이와 중량이 결합된 상호작용 효과에 의해 하지역학이 어떻게 반응하는지 아직 명확하게 이해할 수 없다.

착지기술 중 성공적이지 못한 덜 효과적인 하지 역학

과 제어전략이 부상위험을 증가시킨다는 증거가 있다<sup>[12]</sup>. 세부적으로 시상면에서 하지 관절각도에 대한 초기 접촉각도<sup>[13]</sup>, 최대 굴곡각도<sup>[14]</sup>, 각변위<sup>[15]</sup> 등이 최대수직 지면반력의 생성과 관련이 있으며<sup>[11]</sup>, 이 변인들은 다리의 강성과 함께 자세안정성에도 영향을 준다고 보고하고 있다<sup>[16, 17]</sup>. 이에 하지역학 특징을 파악하기 위해 위 변인들의 변화에 주목할 필요성이 있다. 따라서 본 연구의 목적은 착지 과제에서 중량과 착지높이 변화가 하지역학에 미치는 영향을 규명하는 것이다.

## II. 연구방법

### 1. 대상자

성인 남녀(남성:10, 여성 10명) 총 20명이 이 연구에 참여하였다(연령:  $21.50 \pm 1.35$  세, 신장:  $170.31 \pm 8.85$  m, 체중:  $67.10 \pm 9.70$  kg). 최대 0.5 m의 수직 높이에서 착지과제를 수행하기에 이상이 없는지 질의 및 시각적 방법을 통해 실험 전 확인하였다. 실험 전, 이 연구는 Jeju National University Institutional Review Board의 승인 (Protocol Number: JJNU-IRB-2019-038)을 받았으며, 실험에 참여하는 모든 대상자들은 사전 동의서에 서명하였다.

### 2. 실험절차

실험 전 모든 대상자들에게 20분 이상의 준비운동시간을 제공한 후, 착지 동작 수행이 준비된 자들에 한하여 각 중량을 적용 및 예행연습을 실시하였다. 이들에게 양발 착지 동작을 요청하였으며, 순서는 착지 높이 0.3 m, 0.4 m, 0.5 m, 그리고 무부하, 체중의 10%, 20%, 30%의 조건을 무작위로 적용하였다. 각 참가자들은 가슴에 양팔을 X자로 교차하여 압박붕대로 고정시켰다. 팔 고정 방법은 착지 역학을 변경시킬 수 있지만<sup>[18]</sup>, 다양한 팔 동작으로 인한 성별 차이에 대한 착지 역학의 변동성을 최소화할 수 있다<sup>[19, 20]</sup>.

각 개인별 총 12개의 성공한 동작(착지높이 3×중량 4)에 대한 촬영 및 데이터 저장을 완료하였으며, 1과제당 최대 5회의 반복측정을 허용하였다(참가 대상자들에게 대한 총 실험은 12회×20명=240 trials). 실험복장은 검은색계열의 타이트한 반바지와 티셔츠를 착용시켰으며, 중량은 조끼(Health-Plaza Weight Vest., China)를 이용해 체간의 전후방에 동일하게 배분시켰다.

착지 시 하지 관절의 3차원적 데이터 수집을 위해 총 12대의 적외선 카메라(VICON Vantage and Vero, Vicon Motion System Ltd., UK)를 사용하였으며, 샘플링율은 100 Hz로 설정하였다. 각 카메라의 데이터는 동작분석 통합시스템(Vicon MX Giganet)을 통해 디지털 신호로 전환되어 소프트웨어(Nexus 2, Vicon Motion System Ltd, UK; Kwon 3D XP ver 4.0, Visol, Gwangmyeong, Korea)로 저장한 후 분석하였다. 디지털 타이핑 오차와 노이즈를 제거하기 위해 2차 저역통과 필터(Low pass filter)를 사용하였으며, 각 관절의 상대각도를 추출하기 위해 오일러 알고리즘(Euler's algorithm)을 적용하였다. 이때 지면반력기(AMTI-OR-7, Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA, USA)는 착지 지점에 설치하였고 데이터는 샘플링율을 1 ms로 10초간 수집하였다.

### 3. 자료처리

자세안정성은 수직지면반력을 이용해 안정화 시간(time to stabilization/TTS)으로 규명하였다<sup>[21]</sup>. 수직 TTS의 계산은 발이 지면에 초기 접촉-무릎최대 굴곡 이후 수직지면반력 성분이 개인 체중의 5% 또는 최소에 도달하는 시간을 기록하였다. 다리강성은 지면접촉 단계에서 발생하는 최대수직지면반력(N/BW)을 표준화된 다리 길이(100%)로 나누었으며, 무차원으로 정량화하였다<sup>[16]</sup>.

모든 변인들은 PASW 21.0 program (SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 이용해 평균과 표준편차를 산출하

였다. 착지 동안 이원반복측정 분산분석을 통해 착지높이(×3)와 중량(×4)의 효과를 규명하였다( $\alpha=0.05$ ).

## III. 연구결과

### 1. 하지관절 각도의 변화

우측 하지관절 각도의 기술통계량 및 변량분석 결과는 표 1과 같다. 중량의 주효과는 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절에서 서로 큰 차이는 없었으며, 통계적으로 유의하지 않았다. 반면 착지높이의 주효과는 높이증가에 따라 무릎관절 각도는 더 신전되는 형태를 보였으며, 통계적으로 유의하였다. 중량과 착지 높이에 따른 상호작용효과는 서로 큰 차이가 없었으며, 통계적으로 유의하지 않았다.

### 2. 지면반력 성분들의 변화

지면반력 성분들의 기술통계량 및 변량분석 결과는 표 2와 같다. 중량의 주효과는 모든 변인에서 큰 차이는 없었으며, 통계적으로 유의하지 않았다. 반면 착지높이 증가에 따라 좌우, 전후, 수직지면반력, 부하율은 더 증가되는 형태를 보였으며, 통계적으로 유의하였다. 또한 최대수직지면반력 발생시간은 중량 높이 증가에 따라 더 감소하는 형태를 보였으며, 통계적으로 유의하였다. 중량과 착지높이에 따른 상호작용효과는 서로 차이가 없었으며, 통계적으로 유의하지 않았다.

표 1. 착지 높이와 중량에 따른 하지관절 각도의 변화

Table 1. Change of lower extremity joint angle by landing heights and a load (Unit)

Section	Landing heights	A Load of Body Weight				Total Average	Source	F	p
		0%	10%	20%	30%				
Hip Joint Angle (degree)	30 cm	69.98±12.3	66.37±12.02	66.94±14.49	66.25±13.99	67.39±13.08	Load	1.252	.292
	40 cm	67.52±12.64	65.04±14.57	62.53±14.49	65.17±14.71	65.06±13.97	Height	1.875	156
	50 cm	66.66±11.65	63.31±12.8	60.87±15.41	61.85±15.73	63.17±13.91	L×H	.092	.997
	Total	68.05±12.08	64.91±13.01	63.45±14.78	64.42±14.69	65.21±13.71			
Knee Joint Angle (degree)	30 cm	79.54±11.7	78.53±12.77	79.55±14.6	78.32±13.37	78.98±12.91	Load	.069	.976
	40 cm	78.14±11.91	77.05±12.99	73.86±13.53	75.31±10.99	76.09±12.27	Height	4.515	.012*
	50 cm	70.02±13.56	73.97±13.92	73.97±17.25	72.63±12.55	72.65±14.24	L×H	.383	.889
	Total	75.9±12.92	76.51±13.15	75.79±15.18	75.42±12.35	75.91±13.36			
Ankle Joint Angle (degree)	30 cm	67.24±6.78	66.69±8.5	66.27±7.59	67.32±8.67	66.88±7.78	Load	.058	.982
	40 cm	66.72±7.64	66.78±8.22	67.24±8.81	65.77±8.42	66.63±8.14	Height	.329	.720
	50 cm	64.39±8.07	66.16±9.19	66.7±9.76	66.15±8.35	65.85±8.74	L×H	.205	.975
	Total	66.12±7.49	66.54±8.5	66.74±8.62	66.42±8.36	66.45±8.21			

표 2. 착지 높이와 중량에 따른 지면반력변인들의 변화

Table 2. Change of ground reaction force variables by landing heights and a load (Unit)

Section	Heights	A Load of Body Weight				Total average	Source	F	p
		0%	10%	20%	30%				
ML GRF (N/BW)	30 cm	-0.19±0.07	-0.2±0.07	-0.19±0.06	-0.2±0.04	-0.2±0.06	Load	1.323	.268
	40 cm	-0.2±0.06	-0.22±0.08	-0.23±0.06	-0.24±0.08	-0.22±0.07	Height	13.328	.001***
	50 cm	-0.24±0.1	-0.26±0.11	-0.29±0.15	-0.27±0.1	-0.27±0.12			
	Total	-0.21±0.08	-0.23±0.09	-0.24±0.11	-0.24±0.08	-0.23±0.09	L×H	.405	.876
AP GRF (N/BW)	30 cm	-0.31±0.08	-0.31±0.09	-0.32±0.09	-0.31±0.07	-0.31±0.08	Load	.679	.566
	40 cm	-0.36±0.12	-0.36±0.1	-0.36±0.1	-0.38±0.09	-0.36±0.1	Height	12.577	.001***
	50 cm	-0.36±0.15	-0.44±0.14	-0.43±0.18	-0.4±0.15	-0.41±0.15			
	Total	-0.34±0.12	-0.37±0.13	-0.37±0.13	-0.36±0.11	-0.36±0.12	L×H	.661	.681
PVF (N/BW)	30 cm	1.91±0.61	1.95±1.24	2.09±0.96	1.78±0.46	1.93±0.86	Load	.289	.834
	40 cm	2.46±0.87	2.32±1.07	2.36±1.34	2.27±0.77	2.35±1.02	Height	10.173	.001***
	50 cm	2.46±1	2.75±1.08	2.81±1.54	2.73±1.29	2.69±1.23			
	Total	2.27±0.87	2.34±1.16	2.42±1.31	2.26±0.97	2.32±1.09	L×H	.272	.950
Loading rate (N/BW/s)	30 cm	44.76±21.52	45.7±38.07	54.68±38.78	38.63±19.04	45.94±30.69	Load	.148	.931
	40 cm	58.92±23.87	65.09±62.81	56.7±39.07	62.61±39.06	60.83±42.79	Height	9.486	.001***
	50 cm	68.2±25.21	72.34±34.01	74.12±44	78.76±63.11	73.36±43.23			
	Total	57.3±25.13	61.05±47.31	61.83±40.95	60±46.55	60.04±40.75	L×H	.410	.872
Time to PVF (sec)	30 cm	0.049±0.017	0.057±0.029	0.047±0.017	0.054±0.023	0.052±0.022	Load	.791	.500
	40 cm	0.044±0.01	0.048±0.018	0.047±0.012	0.044±0.016	0.046±0.014	Height	6.953	.001***
	50 cm	0.039±0.012	0.041±0.01	0.045±0.021	0.042±0.013	0.041±0.015			
	Total	0.044±0.014	0.049±0.021	0.046±0.017	0.046±0.018	0.046±0.018	L×H	.691	.657

표 3. 착지 높이와 중량에 따른 다리강성과 안정화시간의 변화

Table 3. Change of leg stiffness and time to stabilization by landing heights and a load (Unit)

Section	Heights	A Load of Body Weight				Total average	Source	F	p
		0%	10%	20%	30%				
Leg stiffness	30 cm	11.6±5.2	14.86±18.42	15.63±17.67	12.18±8.28	13.57±13.51	Load	.642	.589
	40 cm	16.66±9.52	16.26±13.09	15.05±16.11	14.31±11.11	15.57±12.49	Height	1.424	.246
	50 cm	13.57±8.84	17.69±14.33	20.03±17.02	17.27±14.06	17.14±13.81			
	Total	13.94±8.22	16.27±15.23	16.9±16.8	14.59±11.4	15.42±13.31	L×H	.357	.906
Leg length (%)	30 cm	18.71±7.32	18.53±7.95	21.92±18.46	18.65±6.99	19.45±11.13	Load	.484	.694
	40 cm	18.63±7.43	18.4±7.53	19.35±6.82	19.63±6.52	19±6.97	Height	.804	.449
	50 cm	25.03±17.25	19.33±7.47	19.29±8.31	19.96±6.99	20.9±10.92			
	Total	20.79±11.83	18.75±7.53	20.19±12.19	19.41±6.75	19.79±9.85	L×H	.848	.534
TTS (sec)	30 cm	0.919±0.26	0.921±0.283	0.948±0.318	0.965±0.279	0.938±0.281	Load	.381	.767
	40 cm	0.898±0.281	0.929±0.32	0.943±0.287	0.967±0.251	0.934±0.282	Height	.008	.992
	50 cm	0.923±0.321	0.94±0.234	0.905±0.194	0.964±0.234	0.933±0.246			
	Total	0.913±0.284	0.93±0.277	0.932±0.268	0.965±0.251	0.935±0.269	L×H	.069	.999

### 3. 다리강성과 안정화시간의 변화

다리강성 변인들과 안정화시간의 기술통계량 및 변량 분석 결과는 표 3과 같다. 중량과 착지 높이의 주효과, 그리고 중량과 착지높이에 따른 상호작용 효과는 서로 큰 차이가 없는 것으로 나타났으며, 통계적으로 유의하지 않았다.

### IV. 논의

이 연구는 인간의 착지 전략을 분석하기 위해 체간에 배분된 중량 모델을 사용하고 착지 높이를 변경시켰다. 중량과 착지 높이가 상호작용 되는 조건이 시상면에서의 우측 하지 관절각도, 3방향에서 전개되는 지면반력 성분,

그리고 다리강성 변인들을 어떻게 변경시키는지 조사하였다.

연구결과 착지 높이의 증가에 따라 충격 흡수를 위한 하지 역학의 상당한 조정이 발견되었다. 이중 시상면에서 관찰된 무릎 관절 각도는 착지 높이에 따라 굴곡 형태가 더 증가되었다. 그리고 엉덩 관절 각도에서 착지 높이의 변화에 따라 유의성은 없었으나, 확연히 굴곡 되는 형태가 나타났다. 하지 관절에서 관찰된 굴곡 각도의 증가율은 충격 흡수에 기여할 수 있다고 설명한다<sup>[22]</sup>. 그러나 이러한 전략이 있음에도 불구하고, 이 연구의 데이터에 의하면 0.3 m 높이고 비교해 0.4 m, 0.5 m 로 착지 높이가 증가할수록 좌우, 전후, 최대수직 지면반력, 그리고 부하율의 생성 기울기가 더 증가하였으며, 최대수직 지면반력까지 발생 시간은 보다 짧은 시간에 나타났다.

따라서 착지 높이가 최대 0.5 m 인 3가지 조건에서 무릎 굴곡 각도의 점진적인 증가는 상승 된 지면반력에 대한 향상된 충격 흡수 능력을 제공하는 근골격계의 고유한 메커니즘을 설명해준다. 그리고 이 조정 전략들은 착지 높이가 증가할수록 연성 착지(soft landing)를 유도해 신체 조직에 미치는 충격파와 스트레스를 감소시키기 위한 전략이 반영된 결과라 판단된다. 하지만, 인간은 착지 높이 변화에 따라 최대 지면반력 및 충격력 발생에 크게 의존하고, 잠재적으로 하지의 부상 위험을 높일 수 있다<sup>[22]</sup>. 결과적으로 착지 높이 증가에 따른 최대 지면반력 생성과 무릎 관절 각도의 변화는 서로 유사한 지수 관계임을 시사한다.

이 연구에서 중량 조건은 체중의 30% 까지 적용시켰다. 최대수직지면반력과 안정화시간은 중량 증가에 따라 비례적으로 증가하였지만, 모든 변인 에서 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 그러나 중량 증가(10%, 20%, 30%)에 따라 안정화시간이 서로 증가되는 형태는 착지와 함께 하지 역학을 제어하는 동안 기계적 하중에 더 오랜 시간 노출될 수 있음을 시사한다. 이러한 근거는 하지 관절 각도 변화와 안정화시간의 관계에서 발견할 수 있다. 즉, 추가된 중량을 신체가 수용하기 위한 무릎 관절 각도의 굴곡이 필요하고, 이러한 역학적 프로파일을 개선시키는 것이 근골격계의 부상 위험을 감소시킬 수 있다고 보고하였다<sup>[23]</sup>. 그러나 본 연구에서 중량의 주효과는 하지 관절 각도의 변화는 서로 큰 변화와 조절 없이 안정화시간만 증가시켜 근골격계에 부하가 더 오랜 시간 적용될 수 있는 이유를 설명해준다. 그리고 중량에 따라 서로 증가되는 최대수직지면반력은 뼈와 연조직에 의해 성공적으로 감소<sup>[24, 25, 26]</sup>되어야 하지만 이 연구에서 명

확한 제어가 어렵다는 것을 확인시켜주었다. 따라서 체중 외 중량이 추가된 상태에서 반복적으로 착지하는 것은 큰 지면반력을 경험하고 신체근골격계에 부상 위험이 증가될 수 있음을 시사한다. 이에 착지 중 하지에 의한 에너지 흡수 증가는 수동조직에 가해지는 하중을 감소시킴으로써 부상 위험이 감소될 수 있다고 판단된다.

## V. 결 론

이 연구에서 인간은 착지 높이 변경(0.3 m, 0.4 m, 0.5 m)과 함께 체중 외 추가된 중량(No load, 체중의 10%, 20%, 30%)이 부과되더라도 하지의 굴곡 자세, 신경 역학적 패턴을 변경시켜 충격력 조절 및 착지 동작을 성공적으로 수행할 수 있다는 사실을 발견하였다. 그러나 중량과 착지 높이에 따른 하지 역학의 조절은 착지 높이의 조건에서 더 민감하게 반응하였다. 즉 체중 외 추가된 중량의 영향을 하지 역학은 효과적으로 반영하지 못한다. 착지 높이의 변화는 시각에 의존해 충격 흡수에 대비하는 반면, 중량의 변화 수준은 신체가 인지하기 어렵고 충격 흡수에 대한 착지 메커니즘에 적용하기 어렵다는 것을 설명해준다. 따라서 착지 전략을 정량적으로 분석해 표준화할 수 있지만, 모든 인간에 대해 표준화된 착지 전략을 적용시키는 것은 학습능력에 따라 더 혼란스러운 변수가 발생할 수 있다. 결과적으로 표준화된 착지 전략은 유사한 수준의 학습능력과 경험을 가진 스포츠 선수들에게 더 적합하게 적용시킬 수 있음을 시사한다.

## References

- [1] D. E. Gwinn, J. H. Wilckens, E. R. McDevitt, G. Ross, and T.-C. Kao, "The relative incidence of anterior cruciate ligament injury in men and women at the United States Naval Academy," *The American journal of sports medicine*, vol. 28, no. 1, pp. 98-102, 2000. DOI: 10.1177/03635465000280012901
- [2] K. Johnson, "Tears of cruciate ligaments of the knee: US Armed Forces: 1990-2002," *Med Surveill Mon Rep*, vol. 9, pp. 2-6, 2003.
- [3] P. K. Schot and J. S. Dufek, "Landing performance, part I: Kinematic, kinetic, and neuromuscular aspects," *Medicine, Exercise, Nutrition, and Health*, vol. 2, pp. 69-83, 1993.
- [4] A. Lees, "Methods of impact absorption when landing from a jump," *Engineering in Medicine*, vol. 10, no. 4,

- pp. 207-211, 1981.  
DOI/abs/10.1243/EMED\_JOUR\_1981\_010\_055\_02.
- [5] C. Mills, M. T. Pain, and M. R. Yeadon, "Reducing ground reaction forces in gymnastics' landings may increase internal loading," *Journal of biomechanics*, vol. 42, no. 6, pp. 671-678, 2009.  
DOI.org/10.1016/j.jbiomech.2009.01.019.
  - [6] J. G. Seegmiller and S. T. McCaw, "Ground reaction forces among gymnasts and recreational athletes in drop landings," *Journal of athletic training*, vol. 38, no. 4, p. 311, 2003.
  - [7] S.-N. Zhang, B. T. Bates, and J. S. Dufek, "Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings," *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 32, no. 4, pp. 812-819, 2000.  
DOI: 10.1097/00005768-200004000-00014.
  - [8] C. Yeow, P. Lee, and J. Goh, "Non-linear flexion relationships of the knee with the hip and ankle, and their relative postures during landing," *The Knee*, vol. 18, no. 5, pp. 323-328, 2011.  
DOI: 10.1016/j.knee.2010.06.006
  - [9] A. Kulas, P. Zalewski, T. Hortobagyi, and P. DeVita, "Effects of added trunk load and corresponding trunk position adaptations on lower extremity biomechanics during drop-landings," *Journal of biomechanics*, vol. 41, no. 1, pp. 180-185, 2008.  
DOI: 10.1016/j.jbiomech.2007.06.027
  - [10] T. Singh and M. Koh, "Effects of backpack load position on spatiotemporal parameters and trunk forward lean," *Gait Posture*, vol. 29, no. 1, pp. 49-53, Jan 2009. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.06.006.
  - [11] L. P. Howe, T. M. Bampouras, J. North, and M. Waldron, "Ankle dorsiflexion range of motion is associated with kinematic but not kinetic variables related to bilateral drop-landing performance at various drop heights," *Human movement science*, vol. 64, pp. 320-328, 2019.  
DOI.org/10.1016/j.humov.2019.02.016.
  - [12] L. Herrington, "Knee valgus angle during single leg squat and landing in patellofemoral pain patients and controls," *The Knee*, vol. 21, no. 2, pp. 514-517, 2014. DOI: 10.1016/j.knee.2013.11.011.
  - [13] J. D. Chappell, D. C. Herman, B. S. Knight, D. T. Kirkendall, W. E. Garrett, and B. Yu, "Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks," *The American journal of sports medicine*, vol. 33, no. 7, pp. 1022-1029, 2005.  
DOI: 10.1177/0363546504273047.
  - [14] J. T. Blackburn and D. A. Padua, "Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity," *Journal of athletic training*, vol. 44, no. 2, pp. 174-179, 2009. DOI: 10.4085/1062-6050-44.2.174.
  - [15] R. L. Begalle, M. C. Walsh, M. L. McGrath, M. C. Boling, J. T. Blackburn, and D. A. Padua, "Ankle dorsiflexion displacement during landing is associated with initial contact kinematics but not joint displacement," *Journal of applied biomechanics*, vol. 31, no. 4, pp. 205-210, 2015.  
DOI: 10.1123/jab.2013-0233.
  - [16] A. Silder, T. Besier, and S. L. Delp, "Running with a load increases leg stiffness," *J Biomech*, vol. 48, no. 6, pp. 1003-8, Apr 13 2015.  
DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.01.051.
  - [17] E. A. Wikstrom, M. A. Arrigenna, M. D. Tillman, and P. A. Borsa, "Dynamic postural stability in subjects with braced, functionally unstable ankles," *Journal of athletic training*, vol. 41, no. 3, p. 245, 2006.
  - [18] J. Ambegaonkar, E. Oladipo, S. Caswell, Y. Shimokochi, and N. Cortes, "Changing hand positions alters lower extremity biomechanics during landing," *Br J Sports Med*, vol. 48, no. 7, pp. 561-561, 2014.  
DOI.org/10.1136/bjsports-2014-093494.5.
  - [19] M. J. Decker, M. R. Torry, D. J. Wyland, W. I. Sterett, and J. R. Steadman, "Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing," *Clinical biomechanics*, vol. 18, no. 7, pp. 662-669, 2003.  
DOI: 10.1016/s0268-0033(03)00090-1.
  - [20] R. J. Schmitz, A. S. Kulas, D. H. Perrin, B. L. Riemann, and S. J. Shultz, "Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings," *Clinical biomechanics*, vol. 22, no. 6, pp. 681-688, 2007.  
DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2007.03.001.
  - [21] W. P. Ebben, T. VanderZanden, B. J. Wurm, and E. J. Petushek, "Evaluating plyometric exercises using time to stabilization," *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 24, no. 2, pp. 300-306, 2010. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3181c8baadd.
  - [22] C. Yeow, P. V. Lee, and J. C. Goh, "Regression relationships of landing height with ground reaction forces, knee flexion angles, angular velocities and joint powers during double-leg landing," *The Knee*, vol. 16, no. 5, pp. 381-386, 2009.  
DOI: 10.1016/j.knee.2009.02.002.
  - [23] T. Brown, M. O'Donovan, L. Hasselquist, B. Corner, and J. Schiffman, "Lower limb flexion posture relates to energy absorption during drop landings with soldier-relevant body borne loads," *Applied ergonomics*, vol. 52, pp. 54-61, 2016.  
DOI: 10.1016/j.apergo.2015.06.004.
  - [24] M. A. Lafortune, M. J. Lake, and E. M. Hennig, "Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture," *Journal of biomechanics*, vol. 29, no. 12, pp. 1531-1537, 1996.  
DOI.org/10.1016/S0021-9290(96)80004-2.
  - [25] A. R. Lee, S. H. Hyun, and C. C. Ryew, "Landing with visual control reveals limb control for intrinsic stability," *International Journal of Internet, Broadcasting and Communication*, vol. 12, no. 3, pp.

226-232, 2020.

<https://doi.org/10.7236/IJIBC.2020.12.3.226>.

- [26] C. C. Ryew, and S. H. Hyun, "The mechanism study of gait on a load and gender difference," International Journal of Internet, Broadcasting and Communication, vol. 13, no. 1, pp. 47-53, 2021.  
<https://doi.org/10.7236/IJIBC.2021.13.1.47>.

### 저 자 소 개

현 승 현(정회원)



- 2012년 3월~: 제주대학교 체육학과
- 주관심분야: HMI(Human Machine Interaction)

※ 이 논문 또는 저서는 2019년 대한민국 교육부와 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(NRF-과제번호)  
(NRF-2019S1A5B5A07084586)