유소년 축구선수의 드롭 착지 시 가쪽넓은근의 구조적 특성과 운동 역학 지표의 비교

이종학 PhD^{1,2}, 이호성 PhD^{1,2}

¹단국대학교 일반대학원 운동의과학과, ²단국대학교 부설 메디스포츠포럼연구소

Comparisons of Vastus Lateralis Architecture and Biomechanical Characteristics during Drop Landing in Young Football Players

Jong-Hak Lee PhD^{1,2}, Ho-Seong Lee PhD^{1,2}

¹Department of Kinesiological Medical Science, Dankook University, Cheonan; ²Institute of Medical-Sports, Dankook University, Cheonan, Korea

PURPOSE: The purpose of this study was to compare the vastus lateralis (VL) architecture and exercise biomechanics indices during drop landing in young football players.

METHODS: Fifteen young football players were divided into a long vastus lateralis muscle fascicle length group (LFG, n=8) and short vastus lateralis muscle fascicle length group (SFG, n=7). All of the participants performed drop landing onto the ground reaction force plate from a platform 30 cm high. The muscle activities of the VL, tibialis anterior (TA), and gastrocnemius (GCM), angular velocity, and ground reaction force in the ankle, knee, and hip joints were measured during drop landing.

RESULTS: The VL muscle activity ($p=.032$), ankle ground contact angle ($p=.027$), ankle maximum flexion angle ($p=.014$), knee maximum flexion angle ($p=.007$), and ground reaction force per body weight ($p=.032$) were significantly higher in the LFG than in the SFG. Muscle activity of the TA ($p=.017$), ankle ($p=.033$), and hip ($p=.045$) time to stability and the ground reaction force time to stability ($p=.043$) were significantly lower in the LFG than in the SFG. Muscle activity of the GCM ($p=.053$) and knee time to stability ($p=.057$) tended to be lower in the LFG than in the SFG.

CONCLUSIONS: These results confirmed that muscle activity, angular velocity, and ground reaction force variables during drop landing are affected by the VL muscle fascicle length in young football players.

Key words: Vastus lateralis muscle fascicle length, Drop landing muscle activity, Angular velocity, Ground reaction force

서 론

다리의 충격은 스포츠 상황에서 나타나는 다양한 운동 동작 중에 자주 발생하며, 주로 점프 후 이어지는 드롭 착지(drop landing) 단계에서 발생한다고 알려져 있다[1]. 예를 들어 농구, 배구 및 축구는 경기 중 점프가 빈번하게 수행되며, 점프 후 중력에 의해 드롭 착지가 필요불가

결하게 수반된다고 하였고[2], 드롭 착지는 발이 지면과 접촉 하면서 발목, 무릎, 엉덩 및 척추 관절의 순서로 인체에 충격을 흡수하는 과정이라고 보고되고 있다[3]. 즉, 드롭 착지는 다양한 스포츠 상황 중 동적인 신체의 움직임을 정적인 상태로 전환하는 것이라고 할 수 있다[4]. 특히 드롭 착지 중 모든 근육은 초기에 부하가 크게 나타나며, 움직임이 종료되면서 부하가 감소하는 패턴을 나타낸다고 보고되었으며[5], 올

Corresponding author: Ho-Seong Lee Tel +82-41-550-3838 Fax +82- E-mail hoseh28@dankook.ac.kr

*이 논문은 2020년 대한민국 교육부와 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (NRF-2020S1A5B5A17087631).

Keywords 가쪽넓은근의 근육길이, 드롭 착지, 근활성도, 각속도, 지면반력

Received 27 May 2021 **Revised** 6 Aug 2021 **Accepted** 25 Aug 2021

© This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

바른 드롭 착지는 발목 및 무릎관절을 효율적으로 굽혀서 지면에서 오는 충격 즉, 지면반력으로부터 부상을 방지하지만, 반면에 잘못된 드롭 착지는 발목 관절의 뒤침(supination), 무릎관절의 굽힘(flexion) 결여 및 외반력(valgus moment)과 같이 관절이 취약한 자세로 부하를 받게 되어 급성 부상을 초래한다고 보고되고 있다[6].

드롭 착지에 관한 선행연구는 비교적 많이 보고되어 있다. Dufek & Bates [7]의 연구에 의하면, 점프 동작이 수행되는 스포츠 경기는 다리의 관절 중 특히, 무릎관절의 손상이 빈번하게 나타났다고 하였고, Malmir et al. [8]은 근육의 피로는 드롭 착지가 반복적으로 발생하는 경쟁적인 스포츠 현장에서 자주 나타났으며, 관절의 안정성을 감소시켰다고 보고하였다. 특히, 축구처럼 다리 근육의 사용이 높은 종목 선수에게 중요한 동작이라고 생각된다. Niu et al. [9]은 드롭 착지 중에 양측 발목 관절의 각속도와 근활성도를 분석한 결과, 발등 굽힘 및 앞침(pronation)의 최대 각속도는 비주측(non-dominant)과 비교해서 주측(dominant)에서 유의하게 높게 나타났으며, 앞정강근(tibialis anterior muscle)의 활성도는 주측과 비교해서 비주측에서 유의하게 높게 나타났다고 보고하면서, 부상은 비주측의 발목 관절보다 주측의 발목 관절에서 보다 크게 나타났다고 보고하였다. 따라서 운동선수의 드롭 착지와 관련한 분석은 다리의 각 관절과 근육에 누적된 피로, 통증 및 안정성 감소 등과 같은 부상 예측 인자를 파악하여 다양한 정보를 제공하기 때문에 부상을 예방하는 측면에서 매우 중요하다고 생각된다. 특히, 가쪽넓은근(vastus lateralis muscle)은 무릎관절의 펌 동작[10]과 축구의 킥 동작에 관련성이 높다고 보고하였다[11]. 또한, 가쪽넓은근은 드롭 착지 중에 가해지는 부하에 의한 운동 유발성 손상으로부터 힘줄을 보호한다고 하였으며[12], Cerrah et al. [13]은 프로축구선수의 킥 동작 중 무릎관절의 펌 구간에서 가쪽 및 안쪽넓은근(vastus medialis muscle)의 활성도는 아마추어 선수와 비교해서 현저하게 높게 나타났다고 보고하였다. 이처럼 가쪽넓은근은 안쪽넓은근 등의 무릎 주변 근육과 밀접한 관련이 있지만, 앞정강근 및 장딴지근의 발목 관절과 관련한 근속 길이와 근활성도, 근속 길이와 각속도 및 지면반력은 검토되지 않고 있으며, 또한 유소년 축구선수는 다리의 근육 중에 가쪽넓은근이 축구 경기력 및 부상의 측면에서 중요하기 때문에 훈련과 부상과 같은 다양한 관점에서 분석할 필요가 있다고 생각된다.

한편, 골격근은 평행근(parallel muscle)과 깃털근(pennate muscle)의 두 가지 큰 섬유 배열로 구분되어 있으며, 특히 깃털근은 반깃근(uni-pennate muscle), 깃근(bipennate muscle) 및 뿔깃근(multipennate muscle)의 하위 영역으로 구분되며[10], 근속은 건과 사선으로 배열되어 있고, 이러한 구조적인 특징에 의해 각도(pennation angle)는 근육의 수축 시 변화하며, 근속 길이와 각도는 근육이 발휘하는 힘의 생성 능력 뿐만 아니라 건과 건막의 탄성 특성과 관련되어 있다[14]. 또한, 근속의 배열은 근육의 물리적 기능 즉, 수축 등과 관련한 기능을 결정하는 중

요한 요소이며[15]. 특히 깃털근의 다양한 구조적 특성 중에 근육의 두께(thickness), 깃각 및 근속 길이(fascicle length)는 훈련 및 운동수행력과 밀접한 관련성이 있다고 보고되고 있다[16-18]. Aagaard et al. [16]은 성인 남성을 대상으로 14주간에 걸쳐 다리의 고중량 저항 훈련을 실시한 결과, 가쪽넓은근의 깃각, 근횡단면적(cross-sectional area) 및 최대 근력은 저항 훈련 후에 증가하였으며, Kumagai et al. [18]은 100 m 달리기 선수를 대상으로 가쪽넓은근 및 장딴지근의 두께, 깃각 및 근속 길이를 측정한 결과, 근육의 두께는 기록이 우수한 선수 집단이 유의하게 높게 나타났으며, 깃각 및 근속 길이는 경기 기록과 유의미한 상관관계가 나타났다고 보고하였다. Kawakami et al. [14]은 일반인과 보디빌더를 대상으로 위팔세갈래근의 깃각을 비교한 결과, 근육 두께 및 깃각은 보디빌더에서 유의하게 높게 나타났다고 보고하면서, 근육의 비대는 깃각의 증가를 포함한다고 하였다. 반면에 Cunha et al. [17]은 유소년 축구선수를 대상으로 성숙도(연령)가 가쪽넓은근의 구조에 미치는 영향을 조사한 결과, 성숙도와 근육의 두께, 근속 길이 및 깃각에 차이가 나타나지 않았다고 보고하였다. 이상의 선행연구를 정리하면, 근육의 구조적인 특성은 연령 등의 성숙도보다 다양한 훈련과 같은 반복적인 근육의 사용방법에 따라 변화가 나타나며, 운동수행력과 밀접하게 관련되어 있다고 생각된다. 따라서 유소년 축구선수를 대상으로 근육의 두께, 깃각 및 근속길이와 같은 근육의 구조적 특성을 분류하여 운동수행력 및 부상과의 연관성 즉, 드롭 착지와 관련한 분석은 경기력 향상 및 부상 예방에 도움이 될 것으로 생각되지만, 유소년 축구선수를 대상으로 드롭 착지 시 가쪽넓은근의 구조적 특성과 연관 지어 생체 역학 지표의 비교를 실전적으로 검토한 연구는 부족한 실정이다. 이에 이 연구에서는 유소년 축구선수를 대상으로 드롭 착지 시 가쪽넓은근의 근속길이는 가쪽넓은근, 앞정강근, 장딴지근의 근활성도, 발목, 무릎, 엉덩관절의 각속도 및 지면반력의 각 하위 변인에 차이가 나타날 것이라는 가설을 검증하는데 그 목적이 있다.

연구 방법

1. 연구 대상

연구 대상은 C지역 소재 C축구센터 유소년 축구 클럽에 참가하고 있는 초등학교 6학년으로 축구 경력이 1일 2시간, 주 5회 및 1년 이상 참여하고 있는 남자 유소년 축구선수 15명을 대상으로 하였다. 집단은 초음파 영상을 통해 가쪽넓은근의 근속 길이가 상위 50%인 긴 집단(Long fascicle length, LFG)과 하위 50%인 짧은 집단(Short fascicle length, SFG)으로 분류하였다[19,20]. 모든 대상자 및 보호자에게는 연구의 취지 내용을 상세히 설명 후 참가 동의를 얻었다. 대상자의 신체적 특성은 Table 1에 제시하였으며, 가쪽넓은근의 구조적 특성은 Table 2에 제시하였다.

Table 1. Physical characteristics of the subjects

Variables	LFG	SFG	T	p
Height (cm)	153.15 ± 3.72	149.68 ± 6.17	1.339	.204
Weight (kg)	46.58 ± 9.00	46.06 ± 7.71	0.119	.907
Body fat (%)	18.33 ± 6.66	19.70 ± 4.89	-0.449	.661
Muscle mass (kg)	20.25 ± 2.40	19.97 ± 3.52	0.181	.859
BMI (kg/m ²)	19.80 ± 3.49	20.46 ± 2.24	-0.426	.677

Values are means and SD.

Table 2. Vastus lateralis muscle architectures of the subjects

Variables	LFG	SFG	T	p
Thickness (cm)	2.07 ± 0.28	1.97 ± 0.25	0.722	.483
Pennation angle (deg)	16.84 ± 3.65	22.50 ± 2.72	-3.356	.005
Muscle fascicle length (cm)	7.26 ± 0.77	5.15 ± 0.29	6.801	.000

Values are means and SD.

2. 연구 절차

모든 대상자는 가쪽넓은근의 초음파 영상을 촬영하여 근육의 두께, 깃각 및 근속길이를 측정하여 가쪽넓은근의 근속길이가 긴 집단과 짧은 집단으로 분류하였다[30]. 모든 대상자는 드롭 착지 시 가쪽넓은근, 앞정강근 및 장딴지근의 활성도, 발목, 무릎 및 엉덩관절의 각속도 변인(각속도, 지면 접촉 각도, 최대 굽힘 각도 및 안정화 시간) 및 지면반력 변인(체중 당 지면반력 및 안정화 시간)을 각각 측정하였다. 측정된 자료는 각각 분석프로그램을 사용하여 분석하였으며, 분석한 결과는 통계프로그램을 사용하여 집단에 따라 차이 검정을 실시하였다.

3. 측정방법

1) 가쪽넓은근의 구조적 특성

(1) 초음파 영상 촬영

이 연구에서 가쪽넓은근의 구조적 특성은 초음파 영상 촬영기(EPIQ 7G, Philips, USA)를 이용하여 측정하였다. 모든 대상자는 침대에 바로 누운 자세(Supine position)로 무릎관절과 연결된 다리 근육을 수축하지 않은 상태로 해부학적 자세를 취한 뒤에 가쪽넓은근을 초음파 영상을 통해 측정하였다[21]. 실험 전 전용 세척제를 이용하여 탐촉자 및 측정 부위를 깨끗이 세척한 후 잉크로 가쪽넓은근의 정확한 측정 위치를 넙다리뼈 큰돌기와 넙다리뼈 가쪽위관절융기 사이의 원위 30% 지점으로 표시하였다. B-mode 5 MHz 선형탐촉자(Linear-array transducer) 및 측정 부위에 투과젤(transmission gel Aquasonic® 100, Parker Laboratories, Fairfield, NJ, USA)을 바른 후 압력을 가하지 않았으며, 초음파가 피부를 통과할 수 있도록 측정하였다[22]. 탐촉자는 측정 부위에 수직으로 위치시켜 근육의 구조적 특성을 선명하게 나타낼 수 있도록 영상을 촬영하여 저장하였다[23].

Fig. 1. Muscle architecture. Muscle thickness: Vertical distance between superficial tendinous membrane and deep aponeurosis. Pennation angle: The intersection angle of the extension in fascicle and deep aponeurosis.

(2) 가쪽 넓은근의 구조적 특성

이 연구에서 초음파 영상을 통해 촬영한 가쪽넓은근의 구조적 특성은 의료영상정보저장 소프트웨어(ViewRex; TechHeim, Seoul, Korea)의 측정 프로그램을 이용하여 근육의 두께(muscle thickness) 및 깃각(Pennation angle)을 측정하였다(Fig. 1). 근육의 두께는 얇은 힘줄막(superficial aponeurosis)과 깊은 널힘줄(deep aponeurosis)사이의 수직 거리, 근육의 깃각(muscle pennation angle)은 근속의 연장성과 깊은널힘줄이 교차하며 생기는 각도, 그리고 근속길이(fascicle length)는 근속이 얇은널힘줄에서 깊은널힘줄까지의 길이를 측정하였으며, 근속길이는 초음파 측정 시 전체 근속길이가 탐촉자의 가로 길이 보다 길어 영상에 완전하게 표시되지 않기 때문에 삼각함수법을 이용한 공식 [Fascicle length = Muscle thickness/sin (Pennation angle)]을 적용하여 그 값을 산출하였다[24].

2) 신체 조성

모든 대상자는 체성분 측정기(Inbody 720, Korea)를 사용하여 체중, 체지방률, 근육량 및 신체 질량지수(BMI)를 측정 및 산출하였다. 대상자는 간편한 복장으로 발 전극을 정확히 밟고, 손 전극을 왼 후 겨드랑이가 닿지 않게 어깨관절을 약 30° 정도 가쪽 벌린 한 자세에서 측정하였다. 측정의 오차를 최소화하기 위해 측정 4-6시간 이전에 식사 및 음료의 섭취와 격렬한 신체활동을 제한하였다.

3) 근활성도

본 실험에 앞서 피험자의 근활성도를 표준화하기 위하여 각 피험자의 양측 앞정강근, 안쪽 장딴지근 및 가쪽넓은근의 최대 수의적 등척성 수축(maximum voluntary isometric contraction, MVIC)을 측정하였다. 앞정강근은 선 자세로 발목의 각도가 90°를 유지한 자세에서 발

등에 저항을 주는 동시에 발등 굽힘을 실시하여 측정하였으며, 안쪽 장딴지근은 의자에 앉은 자세로 발바닥을 벽에 밀착시킨 후 발목의 각도가 90°를 유지한 자세에서 발바닥 굽힘을 실시하여 측정하였고, 가쪽넓은근은 의자에 앉은 자세로 무릎을 90°를 유지한 자세에서 무릎 펴름을 실시하여 측정하였으며, 측정된 값의 최대치를 실측치로 하였다 [25].

모든 대상자는 드롭 착지 동작 중에 근활성도를 측정하기 위하여 무선 근전도기(Trigno TM wireless system 4.0, Delsys inc, USA, sampling frequency = 2,000 Hz, gain = 1,000, input impedance > 1,015 Ω , CMRR > 80 dB)의 6개 채널을 사용하였다. 전파 정류된 신호는 10-450 Hz 범위에서 대역 필터(bandpass filter)를 사용하여 필터링하였다. 또한, 신호 간섭으로 인한 잡음을 최소화하기 위해서 사전 증폭기가 설치된 표면 전극을 사용하였다. 전극의 부착 부위는 잡음을 최소화하기 위해서 부착 직전에 제모를 시행하였으며, 알코올 솜을 이용하여 깨끗이 피부의 각질을 제거하였다. 무선 근전도 기기의 표면 전극은 유럽 근전도 학회(surface electromyography for non-Invasive assessment of muscle, SENIAM)에서 제시한 전극 부착의 권고사항에 따라 부착하였다[26]. 앞장딴지근은 종아리뼈의 끝(fibula tip)에서부터 장강이뼈의 안쪽 과(medial malleolus)까지의 선상에서 종아리뼈의 끝부분과 가까운 3분의 1지점에, 안쪽 장딴지근은 근육의 가장 돌출된 부분에, 그리고 가쪽넓은근은 위앞엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine)로부터 무릎뼈의 바깥 측면(lateral side of patella)까지의 선상에서 무릎뼈의 바깥 측면과 가까운 3분의 1지점에 근섬유의 방향과 평행하게 하여 동일한 측정자가 부착하였다. 모든 전극을 부착한 후 움직임 검사를 통해 양호한 전파 신호가 나타나는지 확인하였다. 드롭 착지 동작 중 발생하는 근육의 활성도는 발끝이 지면에 닿는 시점부터 관절이 최대 굽힘 각도에 이르는 시점까지의 발현되는 파형을 분석하여 산출하였다. 산출된 각 근육의 근전도 파형을 RMS (root mean square)값으로 도출한 후 사전에 측정된 각 근육의 MVIC에 대비하여 %MVIC 값으로 정량화하였다. 모든 근전도 값의 측정 자료는 EMG works[®] Analysis (Software Version 4.0, Delsys Inc., USA) 분석 프로그램을 사용하여 분석하였다.

4) 각속도 및 지면반력 변인

모든 피험자는 지면반력기로부터 20 cm 후방에 위치한 30 cm 높이의 발판 위에 기립 자세를 취한 후 손은 장골능선에 위치하고, 양발은 상자의 끝에 발을 반절 이상 걸친 상태로 준비 자세를 취한 후 측정자의 신호와 함께 신체를 앞으로 기울여 양측 다리가 지면반력기 위로 동시에 닿도록 드롭 착지를 수행하였다[9]. 모든 피험자는 드롭 착지 후에 가능한 자연스럽게 자세를 안정화할 수 있도록 동작 설명 이외의 특별한 설명을 하지 않았으며, 본 측정에 앞서 동작에 익숙해지기 위해 연습을 실시하였다.

모든 대상자는 드롭 착지 시 나타나는 발목, 무릎 및 엉덩관절의 각속도, 각도 및 안정화 시간, 체중 당 지면반력 및 안정화 시간을 측정하기 위하여 6대의 적외선 영상 분석 카메라(SMART-DX, BTS, Italy) 및 동기화하여 측정이 가능한 지면반력기(Infini-T, BTS, Italy)를 사용하여 측정하였다. 본 실험에 앞서 정확한 측정을 하기 위하여 동작이 이루어지는 공간을 중심으로 지면반력기를 설치하였으며, 전후 및 좌우 측 5 m 이내의 거리에 6대의 카메라를 설치하였다. 또한, 모든 카메라의 높이 및 각도는 동작의 범위를 완전히 포함할 수 있도록 조정한 후 공간 좌표를 설정하기 위한 캘리브레이션을 실시하였다.

드롭 착지의 분석을 위하여 광학 시스템 SMART (BTS, Italy) 소프트웨어를 사용하여 측정하였다. 모든 피험자는 드롭 착지를 적외선으로 촬영하기 위해서 타이즈를 입은 상태로 직경 15 mm의 마커를 부착하였으며, 마커 부착 부위는 어깨뼈봉우리, 넙다리뼈큰돌기, 무릎가쪽관절용기, 가쪽복사뼈 및 2번째 발가락 발허리뼈 끝에 좌우 총 10개를 부착하였다[27]. 모든 동작은 설치된 6대의 카메라를 통해 120 Hz 해상도의 프레임 속도 및 마커 사이의 거리 정확도는 0.3 mm로 촬영되었다. 지면반력은 동작 분석과 동시에 측정되었다. 측정된 자료는 SMART TRACKER (Software Version 1.10.417.0, BTS, Italy)를 사용하여 마커 모델(Model of reflex marker)을 설정하였으며, 마커 모델이 설정된 자료는 3D 공간에서의 모델링 및 계산을 수행하기 위해 SMART Analyzer (Software Version 1.10.417.0, BTS, Italy) 소프트웨어를 통해 동기화하여 관절의 각속도 및 지면반력이 계산되도록 설정하여 값을 도출하였다.

이 연구에서 드롭 착지 시 발생하는 각속도는 발이 지면에 닿는 순간, 관절이 최대 굽힘 각도에 이르는 순간의 두 지점 및 하나의 국면을 분석에 사용하였다. 모든 대상자는 드롭 착지 시 최대 각속도(peak angular velocity), 착지 순간의 각 관절의 각도(ground contact angle, GCA) 및 최대 굽힘 각도(maximum flexion angle, MFA)를 각각 측정하였으며, 각도의 변화에 소요된 안정화 시간(time to stability, TTS)을 측정하였다[6]. 지면반력(ground reaction force, GRF)의 변인은 측정된 값을 정량화하기 위하여 각 대상자의 체중으로 나눈 값을 사용하였으며, 지면반력의 안정화 시간은 발이 지면에 닿는 순간에 시작하여 피험자가 지면반력계의 측정값이 체중의 5% 이내를 유지할 때를 종료 시점으로 하였다[28]. 본 측정은 성공적인 낙하 착지 동작 3건을 기록하여 가장 안정적인 동작을 선택하여 분석에 사용하였다[29].

4. 자료처리방법

이 연구에서 수집된 모든 자료는 SPSS WIN Ver. 20.0 (SPSS inc., Chcago, IL, USA)을 이용하여 평균과 표준편차(Mean $\pm$ SD)를 산출하였으며, 근속길이에 따른 집단 간의 동질성과 차이를 각각 비교 분석하기 위해서 독립표본 *t*-검정(Independent samples *t*-test)을 실시하였다. 모든 분석의 통계적 유의수준은 $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

연구 결과

1. 근활성도

근활성도의 차이는 Table 3에 제시한 바와 같다. 가쪽넓은근의 활성도는 SFG와 비교해서 LFG에서 유의하게 높은 것으로 나타났고($p=.032$), 앞정강근의 활성도는 SFG와 비교해서 LFG에서 유의하게 낮은 것으로 나타났($p=.017$). 또한, 장딴지근의 활성도는 SFG와 비교해서 LFG에서 유의하게 낮은 경향을 보였다($p=.053$).

2. 각속도 변인

각속도 변인의 차이는 Table 4에 제시한 바와 같다. 발목관절의 GCA 및 MFA는 SFG와 비교해서 LFG에서 유의하게 높게 나타났고($p=.027, p=.014$), 발목관절의 TTS는 SFG와 비교해서 LFG에서 유의하게 낮게 나타났($p=.033$). 하지만, 발목관절의 PAV는 집단 간에 통계학적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 또한, 무릎관절의 MFA는 SFG와 비교해서 LFG에서 유의하게 높게 나타났($p=.007$), 무릎관절의 TTS는 SFG와 비교해서 LFG에서 유의하게 낮은 경향을 보였다($p=.057$). 하지만, 무릎관절의 PAV 및 GCA는 집단 간에 통계학적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 아울러 엉덩관절의 TTS는 SFG와 비

Table 3. Differences in muscle activity between groups

Variables	LFG	SFG	T	p
VL (%)	35.98±12.06	20.25±9.82	2.494	.032
TA (%)	20.41±9.38	39.82±13.65	-2.870	.017
GCM (%)	35.31±10.14	47.47±8.01	-2.226	.053

Values are means and SD.

LFG, long fascicle length group; SFG, short fascicle length group; VL, vastus lateralis; TA, tibialis anterior; GCM, gastrocnemius.

Table 4. Differences in ankle, knee and hip joint angular velocity between groups

Variables	LFG	SFG	T	p
Ankle-PAV (deg/s)	707.36±69.90	665.50±161.52	0.662	.521
Ankle-GCA (deg)	90.79±5.11	82.61±7.57	2.483	.027
Ankle-MFA (deg)	68.66±5.28	58.83±7.97	2.854	.014
Ankle-TTS (sec)	0.15±0.09	0.28±0.10	-2.435	.033
Knee-PAV (deg/s)	645.29±85.14	632.41±72.55	0.313	.760
Knee-GCA (deg)	126.04±4.08	120.29±8.18	1.760	.102
Knee-MFA (deg)	92.50±7.34	78.48±7.87	3.322	.007
Knee-TTS (sec)	0.14±0.03	0.19±0.03	-2.281	.057
Hip-PAV (deg/s)	502.69±96.33	500.37±72.14	0.052	.959
Hip-GCA (deg)	118.00±6.92	116.97±12.30	0.203	.842
Hip-MFA (deg)	81.21±21.16	79.69±18.08	0.149	.884
Hip-TTS (sec)	0.1564±0.0681	0.2850±0.1002	-2.374	.045

Values are means and SD.

PAV, peak angular velocity; GCA, ground contact angle; MFA, maximum flexion angle; TTS, time to stability.

교해서 LFG에서 유의하게 낮게 나타났지만($p=.045$), 엉덩관절의 PAV, GCA 및 MFA는 집단 간에 통계학적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

3. 지면반력 변인

지면반력 변인의 차이는 Table 5에 제시한 바와 같다. GRF/BW는 SFG와 비교해서 LFG에서 유의하게 높게 나타났($p=.034$), TTS는 SFG와 비교해서 LFG에서 유의하게 낮게 나타났($p=.043$).

논 의

이 연구는 유소년 축구선수를 대상으로 드롭 착지 시 가쪽넓은근의 구조적 특성과 근활성도, 각속도 및 지면반력의 각 변인에 미치는 영향을 비교·분석하였다. 그 결과, 가쪽넓은근의 활성도는 LFG에서 높고, 앞정강근은 LFG에서 낮으며, 장딴지근은 LFG에서 유의하게 낮은 경향을 보였다. 발목관절의 지면 접촉 각도 및 발목과 무릎관절의 최대 발등 굽힘 각도는 LFG에서 높고, 발목관절의 안정화 시간은 LFG에서 낮으며, 무릎관절의 안정화 시간은 LFG에서 유의하게 낮은 경향을 보였다. 체중 당 지면반력은 LFG에서 높고, 지면반력의 안정화 시간은 LFG에서 유의하게 낮게 나타났다. 이상의 결과, 이 연구에서 유소년 축구선수의 드롭 착지 시 근활성도, 각속도 및 지면반력은 가쪽넓은근의 근속길이에 영향을 받는다는 것을 확인하였다.

근육의 구조적 특성은 훈련, 고정 및 상해와 같은 다양한 형태의 자극에 의해 변화하며[30], 특히 근육에서 발생하는 관절 토크(joint torque) 등의 힘은 근육의 기하학적 배치(geometric arrangement), 즉 구조적 특성에 영향을 받는다고 보고되었다[31]. Kumagai et al. [18]은 일반인과 보디빌더의 위팔세갈래근(triceps brachii muscle)의 두께와 깃각을 비교한 결과, 근육의 두께와 깃각은 일반인과 비교해서 보디빌더에서 유의하게 높게 나타났다고 보고하면서, 근육의 비대는 깃각을 증가시켰다고 하였다. 또한, 고중량 저항훈련은 가쪽넓은근의 깃각, 근형 단면적 및 최대근력을 향상시켰다고 보고되었다[16]. 또한, 근육의 길이가 길면 근수축의 속도는 빠르지만 근력은 낮게 나타났다고 보고되었다[32]. 아울러, 근활성도는 운동의 효과 및 부상과 관련한 근육의 사용을 평가할 수 있는 지표로 보고되고 있다[33]. 이 연구에서 가쪽넓

Table 5. Differences in ground reaction force related variables between groups

Variables	LFG	SFG	T	p
GRF/BW (N)	3.57±0.62	2.93±0.19	2.419	.034
TTS (sec)	0.8873±0.1545	1.2558±0.3574	-2.318	.043

Values are means and SD.

GRF/BW; ground reaction force/body weight; TTS, time to stability.

은근의 활성도는 SFG와 비교해서 LFG에서 유의하게 높게 나타났다. 이러한 결과 가쪽넓은근의 활성도가 LFG에서 높게 나타난 것은 가쪽넓은근의 깃각이 작고, 근육길이가 길기 때문인 것으로 생각된다. 반면에 이 연구에서 앞정강근의 활성도는 SFG와 비교해서 LFG에서 유의하게 낮게 나타났고, 장딴지근의 활성도는 SFG와 비교해서 LFG에서 유의하게 낮은 경향을 보였다. 따라서 이 연구에서 앞정강근과 장딴지근의 활성도가 낮게 나타난 이유는 LFG의 가쪽넓은근의 활성도가 높게 나타났기 때문일 가능성이 있다고 생각된다.

이 연구에서 발목관절의 지면 접촉 각도 및 최대 발등 굽힘 각도(dorsiflexion)는 SFG와 비교해서 LFG에서 유의하게 높게 나타났지만, 안정화 시간은 SFG와 비교해서 LFG에서 유의하게 낮게 나타났다. 드롭 착지 중 발목관절은 지면반력에 저항하여 발바닥 굽힘을 위한 힘을 발현하지만, 발바닥 굽힘을 하는 힘보다 드롭 착지 시 발등 굽힘 방향의 부하가 높아 실제 움직임은 발등 굽힘이 나타났다고 보고하였다[34]. 또한, 발등 굽힘의 가동범위는 보행 및 착지와 같이 체중 부하에 의해 나타나는 움직임을 효율적으로 수행하기 위해 필수적이라고 하였으며, 특히 스포츠 활동에서 나타나는 착지 중 발이 지면과 접촉할 때 지면반력을 흡수 및 분산해야 하기 때문에 매우 중요하다고 보고되었다[35]. 아울러 Mrdakovic et al. [36]의 연구에 의하면, 드롭 착지는 높이에 따라서 장딴지근의 예비 활성화 수준이 다르게 나타났다고 보고되었으며, Brughelli et al. [37]은 근육의 길이에 의한 장력 발현의 최적화 길이는 신장성 근수축 운동에 의하여 변화할 수 있다고 보고하면서, 최적화된 길이-장력 관계의 변경은 인체의 다양한 움직임에 영향을 미친다고 추론하였다. 따라서 이 연구에서 드롭 착지 시 지면반력의 효율적인 흡수 및 분산을 위한 장딴지근의 예비 활성화 및 최적화된 근육의 길이-장력 관계가 변경되었을 가능성이 있기 때문에 LFG의 드롭 착지 중 발목관절의 지면 접촉 각도가 높게 나타난 것으로 생각된다. 이외에도 Floyd et al. [10]은 근육은 길이-장력 관계에 의해 적정 길이에서 최대근력을 발생시키며, 근육은 안정 시보다 길이가 신장하면 수동 장력(passive tension)이 발생하기 시작되며, 수동 장력은 근육의 길이가 증가할수록 높게 나타났다고 하였다. 따라서 이 연구에서 LFG는 드롭 착지 시 발바닥 굽힘에 관여하는 장딴지근의 길이가 짧아져 수동 장력이 적은 조건으로 착지 동작을 수행하기 때문에 발현되는 힘이 증가하여 발목관절의 최대 발등 굽힘 각도가 높게 나타났으며, 관절 움직임의 변화가 적어서 발목관절의 안정화 시간까지 낮게 나타났다고 생각된다.

무릎관절은 드롭 착지 시 지면반력의 효율적인 흡수를 위해서 중요하며[38], 특히 무릎관절의 굽힘이 충분하지 못하면 부상을 초래한다고 하였다[39]. 이 연구에서 드롭 착지 중에 무릎관절의 최대 굽힘 각도는 SFG와 비교해서 LFG에서 유의하게 높게 나타났다. 통상, 드롭 착지 시 무릎관절에 가해지는 착륙 부하가 클수록 굽힘 각도의 변화가 커

서 지면반력으로부터 전달되는 충격을 효과적으로 흡수하여 상해의 위험을 최소화한다고 보고되었다[53]. 하지만 LFG에서는 드롭 착지 시 발목관절의 최대 발등 굽힘 각도가 크게 나타났기 때문에 착지 시 신체 중심이 직립 자세에 가깝게 나타났다. 즉 무릎관절의 변화한 각도가 적어서 최대 굽힘 각도는 높고 발목관절의 안정화 시간이 낮은 경향을 보였다고 생각된다. 이 연구에서 드롭 착지 중 엉덩관절의 안정화 시간은 SFG와 비교해서 LFG에서 유의하게 낮게 나타났다. 드롭 착지 시 엉덩관절의 지면 접촉 각도는 착지 동작이 정지할 때 무릎관절이 받는 부하에 영향을 주는 중요한 요인이라고 보고하였다[41]. Prilutsky et al. [42]은 장딴지근 및 가쪽넓은근과 같은 다중 관절 근육은 드롭 착지 시 충격 흡수 단계에서 지면에서 전달되는 부하를 원위 관절에서 근위 관절로 전달한다고 보고하였다. 또한, 가쪽넓은근은 드롭 착지 시 운동 유발성 손상으로부터 힘줄을 보호한다고 보고하였다[12]. 따라서 이 연구에서 LFG는 발목 및 무릎관절의 낮은 안정화 시간과 가쪽넓은근의 활성화로 인해 엉덩관절의 안정화 시간이 짧게 나타났다고 생각된다.

이 연구에서 드롭 착지 중 체중 당 지면반력은 SFG와 비교해서 LFG에서 높게 나타났으며, 지면반력의 안정화 시간은 SFG와 비교해서 LFG에서 낮게 나타났다. 드롭 착지 시 인체가 받게 되는 지면반력은 근육 및 관절이 부담해야 하는 부하를 예측할 수 있는 중요한 상해의 요소라고 보고하였다[6]. Caulfield et al. [43]은 건강한 집단과 발목관절 기능적 불안정성 집단을 대상으로 드롭 착지 시 지면반력 및 안정화 시간을 분석한 결과, 지면반력의 크기뿐만 아니라 최대 지면반력의 발현시간에서 차이가 나타났다고 보고하면서, 발목관절 기능적 불안정성은 지면 접촉 전후에 발목관절의 설정된 움직임의 부적절 즉, 발목관절의 예기효과 운동제어능력(feed-forward motor control)의 결핍 때문일 가능성이 높다고 추론하였다. 또한, 근육의 수축 속도는 근육의 구조적 특성에 의해서 결정된다고 하였고[44], 특히 근육길이 및 각도와 밀접한 관련성이 있다고 보고하였다[45]. 또한, 지면 접촉 각도, 최대 굽힘 각도 및 관절각의 변화량은 최대 지면반력과 밀접한 관련성이 있다고 보고하였다[46]. 따라서 이 연구에서 LFG는 넓다리근의 빠른 수축이 발목과 무릎의 최대 굽힘 각도를 크게 하여 체중 당 지면반력을 높게 나타나게 하였으며, 동시에 발목, 무릎 및 엉덩관절의 안정화 시간과 지면반력의 안정화 시간을 낮게 하였을 가능성이 있다고 생각된다. 이 연구는 표본 크기와 한 개의 팀에서 측정하였고, 가쪽넓은근의 근육길이만을 사용하였기 때문에 근육 전체에 대한 해석을 할 수 없으며, 일반화하기에는 연구의 제한이 있다고 생각된다.

결론

이 연구는 유소년 축구선수를 대상으로 드롭 착지 시 가쪽넓은근의

구조적 특성과 근활성도, 각속도 및 지면반력의 각 변인에 미치는 영향을 비교·분석하였다. 그 결과, 가쪽넓은근의 활성도는 LFG에서 높고, 앞정강근은 LFG에서 낮으며, 장딴지근의 LFG에서 유의하게 낮은 경향을 보였다. 발목관절의 지면 접촉 각도 및 발목과 무릎관절의 최대 발등 굽힘 각도는 LFG에서 높고, 발목관절의 안정화 시간은 LFG에서 낮으며, 무릎관절의 안정화 시간은 LFG에서 유의하게 낮은 경향을 보였다. 체중 당 지면반력은 LFG에서 높고, 지면반력의 안정화 시간은 LFG에서 유의하게 낮게 나타났다. 이상의 결과, 이 연구에서는 유소년 축구선수의 가쪽넓은근의 근속길이 차이에 따라 드롭 착지 시 발목, 무릎 및 고관절의 최대 굽힘 각도, 안정화 시간, 지면반력이 다르다는 것을 확인하였다. 따라서 가쪽넓은근의 근속길이가 긴 유소년 축구선수는 하지 관절의 굽힘 각도의 변화량을 조절하는 등 부상을 예방하는 훈련을 할 필요가 있다는 것이 시사되었다. 추후 연구에서는 다양한 근육의 구조적 특성과 스포츠 종목 및 근기능을 포함한 운동수행력의 연관성을 종합적으로 검토할 필요가 있다고 생각된다.

CONFLICT OF INTEREST

이 논문 작성에 있어서 어떠한 조직으로부터 재정을 포함한 일체의 지원을 받지 않았으며, 논문에 영향을 미칠 수 있는 어떠한 관계도 없음을 밝힌다.

AUTHOR CONTRIBUTIONS

Conceptualization: J Lee, H Lee; Data curation: J Lee; Formal analysis: J Lee; Methodology: J Lee; Project administration: J Lee; Writing-original draft: J Lee, H Lee; Writing-review & editing: J Lee, H Lee.

ORCID

Jong-Hak Lee <https://orcid.org/0000-0002-6311-8941>
Ho-Seong Lee <https://orcid.org/0000-0002-5779-1080>

REFERENCES

1. Cámara J, Grande I, Mejuto G, Los Arcos A, Yanci J. Jump landing characteristics in elite soccer players with cerebral palsy. *Biol Sport*. 2013;30(2):91-5.
2. Woo KG, Jo SC, Jang HS, Jeong SH, Yang CH. The effects of floor properties on landing kinematics of drop jump. *Journal of Coaching Development*. 2006;8(4):389-400.
3. Choi JK. Kinetic comparison analysis about normal landing and intentional landing for safety at drop landing movement. *Korean J Sport Sci*. 2015;24(1):1467-77.
4. Park SY, Jeong KK. Comparisons of the biomechanical characteristic during drop landing with chronic ankle instability. *Korean J Sport Sci*. 2018;27(6):1095-102.
5. Caruntu, D. I, Moreno R, Freeman R. Knee muscle and ligament forces during drop landing exercise. *American Society of Mechanical Engineers*. 2017;3:1-5.
6. Cho JH, Kim KH, Moon GS, Cho YJ, Lee SC. Analysis of injury mechanism on ankle and knee during drop landings according. 2010;20(1): 67-73.
7. Dufek JS, Bates BT. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports Med*. 1991;12(5):326-37.
8. Malmir K, Olyaei GR, Talebian S, Jamshidi AA, Mousavi S. Effects of peroneal muscle fatigue on ground reaction force profile during lateral hop landing. *J Mod Rehabil*. 2018;12(2):105-12.
9. Niu W, Wang Y, He Y, Fan Y, Zhao Q. Kinematics, kinetics, and electromyogram of ankle during drop landing: a comparison between dominant and non-dominant limb. *Hum Mov Sci*. 2011;30(3):614-23.
10. Floyd RT, Thompson C. *Manual of structural kinesiology* 18th. McGraw-Hill, New York. 2009.
11. Cerrah AO, Soylu AR, Ertan H, Lees A. The effect of kick type on the relationship between kicking leg muscle activation and ball velocity. *Montenegrin J Sports Sci Med*. 2018;7(1):39-44.
12. Hollville E, Nordez A, Guilhem G, Lecompte J, Rabita G. Interactions between fascicles and tendinous tissues in gastrocnemius medialis and vastus lateralis during drop landing. *Scand J Med Sci Sports*. 2019;29(1):55-70.
13. Cerrah AO, Gungor EO, Soylu AR, Ertan H, Lees A et al.. Muscular activation patterns during the soccer in-step kick. *Isokinet Exerc Sci*. 2011;19(3):181-90.
14. Kawakami Y, Ichinose Y, Fukunaga T. Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *J Appl Physiol*. 1998;85(2):398-404.
15. Azizi E, Brainerd EL, Roberts TJ. Variable gearing in pennate muscles. *Proc Natl Acad Sci. USA*. 2008;105(5):1745-50.
16. Aagaard P, Andersen JL, Dyhre-Poulsen P, Leffers AM, Wagner A. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *J Physiol*. 2001;534(2):613-23.

17. Cunha GDS, Vaz MA, Herzog W, Geremia JM, Leites GT, et al. Maturity status effects on torque and muscle architecture of young soccer players. *J Sports Sci.* 2020;38(11-12):1286-95. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1589908>
18. Kumagai K, Abe T, Brechue WF, Ryushi T, Takano S, et al. Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. *J Appl Physiol.* 2000;88(3):811-6.
19. Blackburn JT, Norcross MF, Padua Da. Influences of hamstring stiffness and strength on anterior knee joint stability. *Clin Biomech.* 2011;26(3):278-83.
20. Jin JD, Lee HS, Effects of vastus lateralis muscle fascicle length on isokinetic muscle strength and dynamic balance in youth soccer players. *Exerc Sci.* 2019;28(4):373-80.
21. Vernillo G, Pisoni C, Thiebat G. Strength asymmetry between front and rear leg in elite snowboard athletes. *Clin J Sport Med.* 2016;26(1):83-5.
22. Varanoske AN, Fukuda DH, Boone CH, Beyer KS, Stout JR, et al. Scanning plane comparison of ultrasound-derived morphological characteristics of the vastus lateralis. *Clin Anat.* 2017;30(4):533-42.
23. Dupont A, Sauerbrei EE, Fenton PV, Shragge PC, Loeb GE, et al. Real-time sonography to estimate muscle thickness: comparison with MRI and CT. *J Clin Ultrasound.* 2001;29(4):230-6.
24. Alegre LM, Lara AJ, Elvira JLL, Aguado X. Muscle morphology and jump performance: gender and intermuscular variability. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness.* 2009;49(3):320.
25. Kim TW, Gong SJ, Gil SG, Park JC, Jeong HJ, et al. Electromyographic analysis: theory and application. Hanmi Medical Publishing Co. Seoul, Korea. 2013.
26. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, et al. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Research and Development.* 1999;8(2):13-54.
27. Szerdiova L, Simsik D, Dolna Z. Standing long jump and study of movement dynamics using human motion analysis. *International Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics.* 2010; 263-6.
28. Yanci J, Camara J. Bilateral and unilateral vertical ground reaction forces and leg asymmetries in soccer players. *Biol Sport.* 2016;33(2):179.
29. Park SY, Jeon KK. Comparisons of the biomechanical characteristic during drop landing with chronic ankle instability. *Korean J Sport Sci.* 2018;27(6):1095-102.
30. Timmins RG, Shield AJ, Williams MD, Lorenzen C, Opar DA. Architectural adaptations of muscle to training and injury: a narrative review outlining the contributions by fascicle length, pennation angle and muscle thickness. *Br J Sports Med.* 2016;50(23):1467-72.
31. Fukunaga T, Roy RR, Shellock F, Hodgson JA, Edgerton VR. Specific tension of human plantar flexors and dorsi flexors. *J Appl Physiol.* 1996;80(1):158-65.
32. Blazeovich AJ. Effects of physical training and detraining, immobilisation, growth and aging on human fascicle geometry. *Sports Med.* 2006;36(12):1003-17.
33. Mueller S, Stoll J, Mueller J, Cassel M, Mayer F. Trunk muscle activity during drop jump performance in adolescent athletes with back pain. *Front Physiol.* 2017;8:274.
34. Whitting JW, Steele JR, Jaffrey MA, Munro BJ. Parachute landing fall characteristics at three realistic vertical descent velocities. *Aviat Space Environ Med.* 2007;78(12):1135-42.
35. Whitting JW, Steele JR, Mcghee DE, Munro BJ. Dorsiflexion capacity affects achilles tendon loading during drop landings. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43(4):706-13.
36. Mrdakovic V, Ilic DB, Jankovic N, Rajkovic Z, Stefanovic D. Pre-activity modulation of lower extremity muscles within different types and heights of deep jump. *J Sports Sci Med.* 2008;7(2):269.
37. Brughelli M, Cronin J. Altering the length-tension relationship with eccentric exercise. *Sports Med.* 2007;37(9):807-26.
38. Joon HC, Koh YC, Lee DY, Kim KH. The study of strategy for energy dissipation during drop landing from different heights. *KJSB.* 2012; 22:315-24.
39. Cho JH, Kwon SM. Effect of landing directions on shock absorption mechanism at time of drop landing. *Korean J Sport Sci.* 2018;27(1):945-54.
40. Yeow CH, Lee PVS, Goh JCH. Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. *Knee.* 2010;17(2):127-31.
41. Yu B, Lin CF, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clin Biomech.* 2006;21(3):297-305.
42. Prilutsky BI, Zatsiorsky VM. Tendon action of two-joint muscles: transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. *J Biomech.* 1994;27(1):25-34.
43. Caulfield B, Garrett M. Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. *Clin Biomech.* 2004;19(6):617-21.

44. Abe T, Kumagai K, Brechue WF. Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32(6):1125-9.
45. Wickiewicz TL, Roy RR, Powell PL, Perrine JJ, Edgerton VR. Muscle architecture and force-velocity relationships in humans. *J Appl Physiol.* 1984;57(2):435-43.
46. Howe LP, Bampouras TM, North J, Waldron M. Ankle dorsiflexion range of motion is associated with kinematic but not kinetic variables related to bilateral drop-landing performance at various drop heights. *Hum Mov Sci.* 2019;64:320-8.