KJAB
Korean Journal of Applied Biomechanics 2025; 35(4): 307-318
http://dx.doi.org/10.5103/KJAB.2025.35.4.307
http://e-kjab.org eISSN 2093-9752
ORIGINAL

Comparison of Forearm Angular Momentum Asymmetry and Ipsilateral Knee Extension Angular Velocity Coordination Patterns in Elite 100 m vs. 400 m Sprinters

엘리트 단거리 100 m vs. 400 m 선수의 상지 좌우 각운동량 비대칭성과 동측 무릎 신전각속도 결합 패턴 차이

Ho-Jong Gil[1], Jung-Ho Lee[1,2]

[1]Institute of Sport Science, Korea National Sport University, Seoul, South Korea
[2]Department of Physical Education, Korea National Sport University, Seoul, South Korea

Received : 11 November 2025
Revised : 08 December 2025
Accepted : 08 December 2025

Corresponding Author
Jung-Ho Lee
Department of Physical Education, Korea National Sport University, 1239, Yangjae-daero, Songpa-gu, Seoul, 05541, South Korea
Email : sprint@knsu.ac.kr

Objective: This study investigated differences in forearm angular momentum asymmetry and ipsilateral knee extension coordination between elite 100 m and 400 m sprinters to identify event-specific upper-lower limb coordination strategies.

Method: Twelve elite collegiate sprinters (100 m: n = 7, 400 m: n = 5) performed maximum-velocity sprinting at 40 m. Three-dimensional kinematics were captured using markerless motion capture (10 cameras, 120 Hz). Forearm angular momentum was normalized to body mass, and ipsilateral coordination with knee extension angular velocity was quantified through cross-correlation analysis. Time lags (τ peak) and maximum correlation coefficients (r max) were extracted to characterize temporal coupling patterns.

Results: Dominant-side time lag differed significantly between groups (400 m: 45.24 ± 4.41 ms vs. 100 m: 26.71 ± 22.29 ms, p = .018, r_ES = -.656), with 400 m sprinters exhibiting 18.5 ms longer delays. Coordination strength showed a trend toward higher values in 400 m sprinters (p = .073) without reaching significance. No significant differences were found in angular momentum asymmetry or peak values between groups.

Conclusion: Elite 100 m and 400 m sprinters demonstrated distinct temporal coordination strategies in dominant-side upper-lower limb coupling. The longer time lag in 400 m sprinters reflects energy-efficient coordination strategies, while shorter delays in 100 m sprinters prioritize rapid force production through tight temporal coupling. These findings indicate that temporal coordination patterns, rather than spatial asymmetry, serve as sensitive indicators of event-specific biomechanical adaptation, providing evidence-based foundations for individualized sprint training programs.

Keywords: Sprint biomechanics, Upper-lower limb coordination, Angular momentum, Markerless motion capture, Cross-correlation analysis

Copyright © 2025 Korean Journal of Applied 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.

INTRODUCTION

단거리 육상 종목에서 상-하지 간 협응은 경기력에 주요한 역할을 한다(Vellucci & Beaudette, 2023). 인체는 하지의 반복적 접지와 상지의 스윙 동작이 조화를 이루며 전신 운동 에너지를 효과적으로 증폭시키는 복잡한 시스템을 이루고 있다(Koo, Ogihara & Koo, 2025). 이러한 협응 메커니즘의 효율성은 최대 속도 도달(Lenthall et al., 2024)과 유지 능력에 상당한 영향을 미치는 것으로 알려져 있다(Gittoes & Wilson, 2010). 흥미롭게도, 엘리트 수준 선수들 사이에서도 종목별로 운동 전략(Donaldson, Bezodis & Bayne, 2023)과 동작 제어 방식(Slawinski et al., 2010)이 뚜렷한 차이를 보인다. 100 m 종목은 폭발력 중심의 접근을(Morin et al., 2012), 400 m 종목은 효율성 중심의 전략을 구사하며(Muratomi, Tarumi, Furuhashi, Ushida & Matsunaga, 2025), 이러한 차이는 상하지 협응 특성에 영향을 미칠 수 있다(Donaldson, Bezodis & Bayne, 2022; Thompson, 2017; Cabarkapa, Batra, Cabarkapa & Fry, 2025). 100 m 선수들이 최대 파워 출력을 우선시하는 반면(Loturco et al., 2018), 400 m 선수들은 에너지 보존과 효율성을 추구하는 전략적 구분이 상하지 조절 방식에 반영될 가능성이 있다(Duffield, Dawson & Goodman, 2005). 다만, 이러한 종목별 차이가 구체적으로 어떤 생체역학적 메커니즘으로 나타나는지에 대한 이해는 여전히 제한적이다(Haugen, McGhie & Ettema, 2019).

상지의 각운동량(Angular momentum) 특성과 하지 운동변인 간의 관계를 탐구한 연구들은 주로 보행이나 중-저속 주행 수준에서 수행되어 왔다(Herr & Popovic, 2008; Pontzer, Holloway, Raichlen & Lieberman, 2009; Meyns, Bruijn & Duysens, 2013). 중속 주행 중 상지 스윙의 좌우 비대칭성이 하지 근활성화 양상과 관련성을 보인다는 주장이 제시되었으며(Hinrichs, 1992), 대각선 방향의 사지 간 조절이 중추신경계의 경제적 제어 전략일 수 있음이 시사되었다(Frigon, 2017; Juvin, Simmers & Morin, 2005; Dietz, Fouad & Bastiaanse, 2001). 상지 움직임이 하지 신전근 활성화를 촉진할 가능성도 제안되었으며(Kawashima, Nozaki, Abe & Nakazawa, 2008; Zehr & Duysens, 2004), 상하지 결합의 대칭성이 운동경제성과 관련이 있을 수 있다고 보고되었다(Beck, Azua & Grabowski, 2018). 최근 연구들은 고속 주행에서 상지 각운동량이 신체 중심축 회전 제어에 관여한다는 관찰을 제시했다(Brooks, Weyand & Clark, 2022; Hinrichs, 1987; Sado, Yoshioka & Fukashiro, 2019). 이러한 연구들은 상하지 협응의 기본 원리를 밝혔으나(Frigon, 2017; Meyns et al., 2013), 대부분 중속 또는 장거리 주행에 국한되거나 전후 방향 분석에 중점을 두었다는 점에서(Novacheck, 1998; van Oeveren, de Ruiter, Beek & van Dieën, 2024) 고속 주행 상황으로의 적용에는 한계가 있다(Mero, Komi & Gregor, 1992; Yu et al., 2016; Wild, Bezodis, Blagrove & Bezodis, 2011).

단거리 종목 간 에너지 시스템의 차이는 여러 연구에서 보고되었으며(Spencer & Gastin, 2001; Duffield et al., 2005), 근신경 적응에서도 종목별 특성이 관찰되었다(Ross, Leveritt & Riek, 2001). 그러나 상하지 협응 메커니즘의 종목별 차이에 대한 연구는 제한적이다(Mero et al., 1992). 에너지 대사 특성이 운동 협응 양상에 영향을 미칠 수 있다는 이론적 제안도 있었으나(Gastin, 2001), 이에 대한 직접적인 실증 연구는 부족한 실정이다. 100 m와 400 m 선수들은 근신경 특성에서 차이를 보이지만(Cabarkapa et al., 2025), 이러한 차이가 실제 주행 중 상하지 협응 전략으로 어떻게 나타나는지는 충분히 규명되지 않았다. 결과적으로, 고속 주행에서의 상지 각운동량 비대칭성과 하지 동작 간의 관계(Hinrichs, 1987), 특히 100 m와 400 m 선수 간의 종목별 차이를 이해하는 데 상당한 이론적 공백이 존재한다고 볼 수 있다. 상지 비대칭성이 단순한 기술적 결함인지 또는 종목별로 최적화된 전략의 반영인지에 대한 이해는 훈련 프로그램 설계와 기술 평가에 중요한 의미를 가질 수 있다(Exell, Irwin, Gittoes & Kerwin, 2017).

따라서, 본 연구의 목적은 엘리트 100 m와 400 m 단거리 선수들의 상지 좌우 각운동량 비대칭성과 동측 무릎 신전각속도 결합 양상을 비교하여 종목별 상하지 협응 전략의 차이를 규명하는 것이다. 이를 통해 종목별 운동 제어 전략의 생체역학적 기반을 이해하고, 개인 맞춤형 기술 훈련 프로그램 개발에 기여할 수 있는 근거를 제공하고자 한다. 특히 100 m 선수들의 최대 출력 중심 조절 방식과 400 m 선수들의 효율성 중심 상하지 통합 전략 간의 차이가 각운동량 비대칭성과 하지 신전각속도 결합 패턴에서 구체적으로 차이가 나타나는지 확인하고자 하였다.

METHOD

1. 연구대상자

본 연구의 참가자는 대한육상경기연맹에 선수로 등록된 대학부 엘리트 단거리 선수 12명(100 m 선수 7명: 연령 21.14±1.36세, 신장 180.37±3.70 cm, 체중 73.51±4.86 kg; 400 m 선수 5명: 연령 22.20±1.17세, 신장 180.56±2.08 cm, 체중 72.98±3.37 kg)을 선정하였다. 모든 참가자는 최근 6개월 이내 하지 및 상지의 외과적 수술 경험이나 근골격계 상해 이력이 없으며, 각 종목별 훈련 경력 5년 이상의 숙련된 선수들로 구성되었다. 모든 선수들은 최근 1년간 국내 주요 대회에서 준결승 이상 진출 경험이 있는 선수로 선정하였다. 실험 참여에 앞서 본 연구는 어떠한 침습적 개입 없이 지도자가 관장하는 일상적 훈련 상황에서 개인별 동작 데이터를 수집하

는 것임을 충분히 설명하였으며, 이에 자발적 참여 의사를 밝히고 서면 동의서를 제출한 선수에 한하여 연구를 진행하였다. 참가자들은 실험 당일 평상시와 동일한 컨디션을 유지하였으며, 지도자의 주간 훈련 기록 측정(Time Trial [TT]) 일정이 사전 공지됨에 따라 전날 고강도 훈련이 제한되었다.

2. 연구방법

본 연구는 K대학 육상경기장의 표준 몬도 트랙에서 실제 훈련 조건과 동일한 환경에서 수행되었다. 3차원 동작분석을 위해 10대의 고속 디지털 카메라(Zcam E2 4K Original, Z CAM, China)에 16-35 mm 초점거리 렌즈를 장착하여 주로 40 m 지점을 중심으로 약 18 m 길이의 캡처 볼륨을 포괄하도록 배치하였다. 카메라는 1,920×1,080 픽셀 해상도, 120 Hz 촬영 속도, 1/400초 셔터스피드로 설정하였으며, master-slave 방식의 하드웨어 프레임 동기화를 통해 모든 카메라의 시간적 일치를 확보하였다. 전역 좌표계는 주행 방향을 +Y축, 우측 방향을 +X축, 수직 방향을 +Z축으로 설정하였으며, 공간 보정은 체크보드 패턴을 다각도로 촬영하여 Theia3D Markerless 시스템의 커스텀 카메라 캘리브레이션(렌즈켈리브레이션, 공간켈리브레이션) 프로토콜에 의한 방법으로 진행하였다(Figure 1).

모든 참가자는 개별적으로 선호하는 준비운동 루틴에 따라 30-50분간 충분한 워밍업을 수행한 후, 자신의 경기용 스파이크를 착용하고 크라우칭 스타트 자세 출발하여 40 m 전-후 최대 질주 구간을 분석하였다(Yu et al., 2016). 출발 신호는 국제육상경기연맹 공인 출발심판에 의해 출발건을 사용하여 제공되었으며, 각 참가자는 최대 속도로 60 m 지점까지 전력으로 완주하도록 지시받았다. 40 m 지점을 글로벌 좌표계의 원점으로 설정하여 전후 각 8 m씩 총 16 m 구간 내에서 양측 다리의 연속 3 스트라이드(총 6 스텝)를 분석 대상으로 하였다(Nagahara, Matsubayashi, Matsuo & Zushi, 2014). 각 참가자는 총 3회의 전력 주행을 수행하였으며, 시행 간 충분한 휴식시간(12-15분)을 제공하여 피로 누적을 방지하였다(Bogdanis, Nevill, Boobis & Lakomy, 1995). 분석에 사용된 시행은 각 해당 3회를 모두 포함하는 평균을 개인별 대푯값으로 하였으며, 시계열 패턴분석에서는 모든 원자료를 포괄하였다.

Figure 1. Markerless motion capture setup for sprint running.

3. 데이터처리

수집된 영상 데이터는 Theia3D Markerless Motion Capture System (ver. 2024.1, Theia Markerless Inc., Canada)을 통해 1차 처리되었으며, 딥러닝 기반 포즈 추정 알고리즘을 적용하여 전신 25개 관절점을 추적하고 17개 강체 분절로 구성된 생체역학 모델을 생성하였다(Lahkar, Muller, Dumas, Reveret & Robert, 2022). 추적된 3차원 관절 좌표의 원시 데이터는 4차 Butterworth 저역통과필터(차단주파수 15 Hz)를 적용하여 노이즈를 제거하였으며(Sinclair, Taylor & Hobbs, 2013), 필터링된 좌표 데이터는 C3D 파일 형식으로 변환하여 Visual3D 소프트웨어(ver. 2024.03.1, C-Motion Inc., USA)로 변인을 산출하였다. 상지의 각운동량 변인은 몸통 고정 지역 좌표계를 기준으로 산출하였으며(Hinrichs, 1987), 몸통 좌표계는 골반과 어깨 중점을 잇는 장축을 수직축(Z'), 진행 방향을 전후축(Y'), 이에 직교하는 방향을 좌우축(X')으로 정의하였다. 각 관절의 3차원 회전각은 Euler/Cardan X-Y-Z 회전 시퀀스를 적용하여 계산하였으며(Wu et al., 2005), 각속도는 유한차분법으로 도출하였다. 모든 시계열 데이터 처리 및 Visual3D 이후 후처리 변인 산출은 Python 3.10 환경에서 NumPy, SciPy, Pandas 라이브러리를 활용하여 계산하였다.

4. 분석구간

동작 구간은 우측 발과 좌측 발에 대해 독립적으로 정의하였다. 지면 접지(HC) 이벤트는 발-지면 간 수직 거리가 최소값을 보이는 시점을 고려하여 식별하였다(Mo & Chow, 2018; Nagahara & Zushi, 2013). 우측 스텝은 우측 발의 초기 접지 시점부터 반대측인 좌측 발의 초기 접지 시점까지로, 좌측 스텝은 좌측 발의 초기 접지 시점부터 반대측인 우측 발의 초기 접지 시점까지로 설정하였다. 이러한 스텝 단위 분석 방식은 한 발의 지면 접촉 후 추진 과정에서 동측 상지의 각운동량이 반대측 하지의 초기 접지까지 미치는 영향을 평가하기에 적합하다는 가정에 기반하였다(Pontzer et al., 2009). 각 측면에서 연속 3개의 스텝 구간을 추출하였으며, 총 3회

의 런닝 시기를 수집하였다. 각 스텝을 시간 정규화하기 위해 101개 데이터 포인트(0-100%)로 Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial (PCHIP) 방법을 사용하여 재샘플링하였다(Dejnabadi, Jolles, Casanova, Fua & Aminian, 2006). 우측 3개 스텝과 좌측 3개 스텝을 각각 시간 정규화한 후, 동일한 시간 구간(0-100%)에서 좌측과 우측의 운동학적 변인을 직접 비교하는 방식으로 좌우 대칭성 분석을 수행하였다(Figure 2).

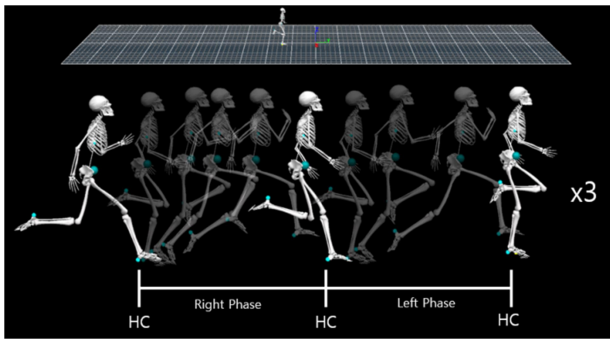

Figure 2. Definition of step phases and events during sprint running.

5. 분석변인

본 연구의 주요 분석 변인은 상지 각운동량의 좌우 비대칭성과 상지-하지 동측 협응 특성의 두 범주로 구성하였다. 첫째, 전완 분절의 각운동량은 자전 성분(spin angular momentum)과 공전 성분(orbital angular momentum)을 모두 포함하여 산출하였다(Gaffney, Christiansen, Murray, Silverman & Davidson, 2017). 자전적 각운동량은 전완 분절 자체의 질량중심을 기준으로 한 회전 운동으로부터 계산되며, 런닝 중 전완의 회내-회외(pronation-supination) 움직임을 반영하였다. 공전 각운동량은 몸통 좌표계 원점(thorax center)을 기준으로 전완 질량중심이 회전하는 움직임으로부터 산출하였으며, 이는 팔 전체가 몸통을 중심으로 스윙하는 동작으로 몸통의 반대 방향 회전을 유발하려는 경향을 정량화한 것이다. 전완의 총 각운동량은 자전 성분과 공전 성분의 벡터 합으로 정의하였으며, 몸통 고정 좌표계의 수직축(Z') 성분을 추출하여 분석에 사용하였다(Figure 3):

$$L_{\{forearm,total\}} = L_{\{spin\}} + L_{\{orbital\}}$$

$$L_{forearm,Z'} = \left(L_{spin} + L_{orbital}\right) \cdot \hat{z}'$$

여기서 자전적 각운동량 $L_{spin} = I_{forearm} \cdot \omega_{forearm}$ (I는 전완 분절의 관성 모멘트, ω는 각속도), 공전적 각운동량 $L_{orbital} = m_{forearm}\left(r_{forearm\backslash timesv_{forearm}}\right)$ (m은 전완 질량, r은 몸통 좌표계 원점에서 전완 질량중심까지의 위치벡터, v는 전완 질량중심의 속도벡터)이다. 모든 각운동량 계산은 Visual3D를 통해 수행하였으며, 체중으로 표준화 하였다(Hinrichs, 1987).

$$L_{forearm,norm} = \frac{L_{forearm,Z'}}{BodyMass}$$

좌측과 우측 전완의 정규화된 각운동량을 각각 L_{left}와 L_{right}로 표기하였으며, 각 스텝에서 동측 발의 접지 국면 중 최대(양수+) 각운동량 시점의 값을 대푯값으로 추출하였다(반대편 팔 쪽으로 회전하려는 최대 각운동량/ 부호 양수 표준화). 좌우 비대칭성 지수(Asymmetry Index, AI)는 다음 공식으로 산출하였다(Bishop, Read, Lake, Chavda & Turner, 2018; Parkinson, Apps, Morris, Barnett & Lewis, 2021):

$$AI = \frac{2(L_{left} - L_{right})}{L_{left} + L_{right}} \times 100$$

AI의 양수 값은 좌측 우세를, 음수 값은 우측 우세를 의미하며, 각 측면의 3 스텝에 대한 최대 각운동량의 평균값을 개인별 대푯값으로 사용하였다.

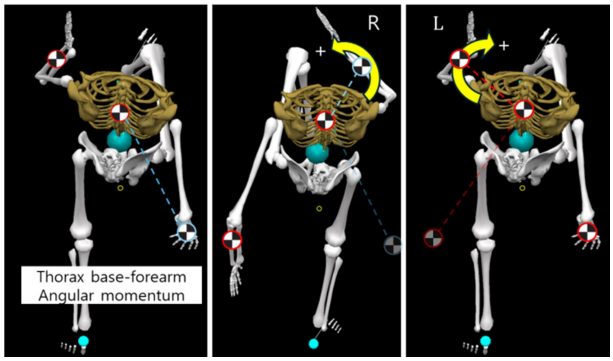

Figure 3. Definition of forearm angular momentum during sprint running.

둘째, 전완 각운동량과 동일 측면의 무릎, 즉 동측 하지의 무릎 신전각속도 간 협응 패턴을 정량화하기 위해 시계열 교차상관분석(cross-correlation analysis)을 수행하였다. 무릎 신전각속도는 시상면에서 대퇴 분절에 대한 하퇴 분절의 상대각속도로 정의하였으며, 신전 방향을 음(–)의 값으로 설정하

였다. 시간 정규화된 0-100% 구간에서 좌측 우측 각각의 전완 각운동량 시계열 $L(t)$과 무릎 신전각속도 시계열 $\omega(t)$ 간의 Pearson 상관계수를 시간 지연(time lag) τ를 -20%에서 +20% 범위에서 변화시키며 계산하였다(Mullineaux & Wheat, 2002; Lamb & Bartlett, 2017):

$$r(\tau) = \frac{cov\left(L_{forearm}(t), \omega_{knee}(t+\tau)\right)}{\sigma_{L_{forearm}} \times \sigma_{\omega_{knee}}}$$

최대 상관계수 r_{max}와 그때의 시간 지연 τ_{peak}를 동측 협응의 강도와 위상 관계로 해석하였다(Li & Caldwell, 1999; Lamb & Bartlett, 2017). τ_{peak}의 양수 값은 전완 각운동량이 무릎 신전각속도에 선행함을 의미한다. 좌측과 우측의 r_{max} 평균값을 개인별 동측 협응 지수 $r_{ipsilateral}$로 정의하였으며, 시간 지연은 정규화된 퍼센트 단위와 실제 시간(ms) 단위로 산출하였다.

6. 통계처리

수집된 자료의 통계 처리는 Python 3.10 환경에서 수행하였으며, 모든 종속변인에 대해 기술통계량을 산출하였다. 제한된 표본 크기(100 m: n = 7, 400 m: n = 5)를 고려하여 그룹 간 비교는 비모수 검정 방법을 채택하였다(Oliveira & Pirscoveanu, 2021). 100 m 선수 그룹과 400 m 선수 그룹 간의 좌우 전완 각운동량, 비대칭성 지수, 동측 협응 지수, 무릎 신전각속도의 차이는 Mann-Whitney U 검정을 적용하였다(Salci, Kentel, Heycan, Akin & Korkusuz, 2004). Mann-Whitney U 검정의 효과크기(effect size)는 $r_{ES} = Z/\sqrt{N}$으로 계산하였으며(Rosnow & Rosenthal, 2003; Tomczak & Tomczak, 2014), $|r_{ES}| < 0.3$ 은 작은 효과, $0.3 \leq |r_{ES}| < 0.5$ 는 중간 효과, $|r_{ES}| \geq 0.5$는 큰 효과로 해석하였다. 전완 각운동량 비대칭성과 동측 협응 강도 간의 관계를 탐색하기 위해 Pearson 상관분석을 각 그룹별로 수행하였으며, 구체적으로 비대칭성 절대값 |AI|과 동측 협응 지수 $r_{ipsilateral}$ 간의 상관계수를 산출하였다(Morais et al., 2016). 상관계수의 유의성은 양측 검정으로 평가하였으며, $|r| < 0.3$은 약한 상관, $0.3 \leq |r| < 0.7$은 중간 상관, $|r| \geq 0.7$은 강한 상관으로 해석하였다(Cohen, 1988; Hopkins, Marshall, Batterham & Hanin, 2009).

RESULTS

1. 상지 각운동량의 최대값

좌측 비주동측 전완의 각운동량 최대값은 100 m 선수 그룹에서 1.25±0.13 kg·m²/s/kg, 400 m 선수 그룹에서 1.19±0.19 kg·m²/s/kg로 측정되었으며, 두 그룹 간 통계적으로 유의한 차이는 관찰되지 않았다(U = 24.00, p = .343, r_ES = .281). 우측 주동측 전완의 각운동량 최대값은 100 m 선수 그룹에서 1.20±0.21 kg·m²/s/kg, 400 m 선수 그룹에서 0.97±0.13 kg·m²/s/kg로 나타났으며, 100 m 선수들이 더 높은 값을 보였으나 통계적인 차이는 나타나지 않았다(U = 28.00, p = .106, r_ES = .469). 효과크기는 중간 수준(r_ES = .469)으로 나타났다(Table 1).

2. 상지 좌우 각운동량 비대칭성

상지 각운동량의 비대칭 지수는 100 m 선수 그룹에서 5.11±18.33%, 400 m 선수 그룹에서 19.84±25.56%로 측정되었으며, 두 그룹 간 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다(U = 12.00, p = .432, r_ES = -.234). 비대칭성의 절대값은 100 m 선수 그룹에서 14.57±7.82%, 400 m 선수 그룹에서 26.10±16.87%로 나타났다. 비대칭성의 개인 내 변동성을 나타내는 변동계수(CV_AI)는 100 m 선수 그룹에서 337.01±579.71%, 400 m 선수 그룹에서 120.96±63.23%로 측정되었으며, 그룹 간 유의한 차이는 관찰되지 않았다(U = 15.00, p = .755, r_ES = -.094; Table 2).

Table 1. Peak angular momentum of forearm segments by group

Variables	Group	Mean ± SD	U	p	r_es
Left forearm AM (non-dominant)	100 m	1.25±0.13	24.00	.343	.281
	400 m	1.19±0.19			
Right forearm AM (dominant)	100 m	1.20±0.21	28.00	.106	.469
	400 m	0.97±0.13			

AM: angular momentum, SD: standard deviation, U: Mann-Whitney U statistic, r: effect size, Right side represents the dominant arm for all participants

Table 2. Asymmetry index of forearm angular momentum by group

Variables	Group	Mean ± SD	*U*	*p*	r_{ES}
AI (%)	100 m	5.11±18.33	12.00	.432	-.234
	400 m	19.84±25.56			
CV AI (%)	100 m	337.01±579.71	15.00	.755	-.094
	400 m	120.96±63.23			

AI: asymmetry index of forearm angular momentum representing the relative difference between left and right forearm angular momentum normalized to their average, CV: coefficient of variation, SD: standard deviation, *U*: Mann-Whitney *U* statistic, r: effect size, Positive AI values indicate left-side dominance, negative values indicate right-side dominance

Table 3. Asymmetry index of knee extension angular velocity by group

Variables	Group	Mean ± SD	*U*	*p*	r_es
AI (%)	100 m	-3.87±5.40	7.00	.106	-.469
	400 m	2.48±5.26			
CV AI (%)	100 m	215.15±338.86	15.00	.755	-.094
	400 m	155.54±123.70			

AI: asymmetry index of knee extension angular velocity representing the relative difference between left and right knee extension angular velocity normalized to their average, CV: coefficient of variation, SD: standard deviation, *U*: Mann-Whitney *U* statistic, r: effect size, Negative AI values indicate right-side dominance, positive values indicate left-side dominance

Table 4. Ipsilateral upper-lower limb coordination characteristics by group

Side	Variables	Group	Mean ± SD	*U*	*p*	r_es
Right (dominant)	r max	100 m	0.90±0.03	6.00	.073	-.516
		400 m	0.93±0.03			
	τ peak (%)	100 m	11.43±9.91	4.00	**.034***	-.609
		400 m	19.20±1.61			
	τ peak (ms)	100 m	26.71±22.29	3.00	**.018***	-.656
		400 m	45.24±4.41			
Left (non-dominant)	r max	100 m	0.91±0.04	17.00	1.000	.000
		400 m	0.91±0.03			
	τ peak (%)	100 m	15.00±9.10	13.50	.555	-.164
		400 m	14.33±11.76			
	τ peak (ms)	100 m	31.90±19.80	7.00	.106	-.469
		400 m	34.48±28.33			

AM: angular momentum, KEAV: knee extension angular velocity, r_max: maximum cross-correlation coefficient between forearm AM and ipsilateral KEAV, τ peak: time lag at maximum correlation, SD: standard deviation, *U*: Mann-Whitney *U* statistic, r: effect size, *: statistical significance at $p < 0.05$, Positive τ peak values indicate forearm AM leads KEAV

3. 하지 무릎 신전각속도 비대칭성

무릎 신전각속도의 비대칭 지수는 100 m 선수 그룹에서 -3.87±5.40%, 400 m 선수 그룹에서 2.48±5.26%로 측정되었으며, 100 m 선수들은 평균적으로 우측 우세를, 400 m 선수들은 좌측 우세를 나타냈다. 그러나 두 그룹 간 통계적으로 유의한 차이는 관찰되지 않았다(U = 7.00, p = .106, r_ES = -0.469). 비대칭성의 개인 내 변동성을 나타내는 변동계수는 100 m 선수 그룹에서 215.15±338.86%, 400 m 선수 그룹에서 155.54±123.70%로 나타났으며, 그룹 간 유의한 차이는 없었다(U = 15.00, p = .755, r_ES = -0.094; Table 3).

4. 동측 상-하지 협응

우측 주동측의 동측 협응 강도(r_{max})는 100 m 선수 그룹에서 0.90±0.03, 400 m 선수 그룹에서 0.93±0.03으로 측정되었으며, 400 m 선수들이 더 높은 값을 보였으나 통계적 유의성에는 도달하지 못했다(U = 6.00, p = .073, r_ES = -.516). 시간 지연(τ peak)은 100 m 선수 그룹에서 11.43±9.91% (26.71±22.29 ms), 400 m 선수 그룹에서 19.20±1.61% (45.24±4.41 ms)로 나타났으며, 두 그룹 간 통계적으로 유의한 차이가 관찰되었다(τ %: U = 4.00, p = .034, r_ES = -.609; τ ms: U = 3.00, p = .018, r_ES = -.656). 좌측 비주동측의 협응 강도(r_{max})는 양 그룹 모두 0.91로 동일하게 나타났으며(U = 17.00, p = 1.000, r_ES = .000), 시간 지연은 100 m 선수 그룹에서 15.00±9.10% (31.90±19.80 ms), 400 m 선수 그룹에서 14.33±11.76% (34.48±28.33 ms)로 측정되었다. 좌측의 모든 지표에서 그룹 간 통계적으로 유의한 차이는 관찰되지 않았다(τ %: U = 13.50, p = .555, r_ES = -.164; τ ms: U = 7.00, p = .106, r_ES = -.469; Table 4).

DISCUSSION

본 연구는 엘리트 100 m와 400 m 단거리 선수 간 상지 좌우 각운동량 비대칭성과 동측 무릎 신전각속도 결합 양상을 비교하여 종목별 상하지 협응 특성의 차이를 규명하고자 하였다. 분석 결과, 우측 주동측에서 전완 각운동량과 무릎 신전각속도 간 시간 지연이 400 m 선수(19.20±1.61%, 45.24±4.41 ms)와 100 m 선수(11.43±9.91%, 26.71±22.29 ms) 간 통계적으로 유의한 차이를 보였다(p = .034, r_ES = -.609). 반면, 좌우 전완 각운동량의 절대값, 비대칭성 지수, 하지 무릎 신전각속도의 비대칭성에서는 종목 간 유의한 차이가 관찰되지 않았다. 우측 협응 강도는 400 m 선수에서 다소 높은 경향을 보였으나(r_max: 0.93±0.03 vs 0.90±0.03) 통계적 유의성에는 도달하지 못하였으며(p = .073), 좌측 비주동측의 시간 지연 및 협응 강도는 두 그룹 간 차이를 보이지 않았다. 이러한 결과는 100 m와 400 m 선수가 주동측 사지에서 상이한 시간적 협응 전략을 채택하고 있음을 시사한다.

관찰된 시간 지연의 종목 간 차이는 각 종목의 에너지 시스템 활용 방식과 운동 제어 전략의 차이를 반영하는 것으로 해석된다(Cabarkapa et al., 2025; Duffield et al., 2005). 400 m 선수들에서 나타난 긴 시간 지연(약 45 ms [0.045초])은 상지 움직임이 하지 신전 동작에 상당한 시간적 여유를 두고 선행함을 의미한다. 400 m 주행은 유산소성 및 무산소성 대사가 혼합된 에너지 시스템을 활용하며(Spencer & Gastin, 2001), 경기 중 약 45-48초 간 준최대 속도를 유지해야 하는 종목 특성을 갖는다(Schiffer, 2008). 상지 각운동량 생성이 하지 신전에 충분히 선행할 때, 골반과 몸통의 회전 모멘트가 미리 준비되어 하지 추진력 발생 시점에 최적으로 정렬될 수 있다(Hinrichs, 1987). 이는 에너지 보존을 위한 효율적 협응 패턴으로 작용할 가능성이 있다(Saunders, Pyne, Telford & Hawley, 2004). 반면, 100 m 선수들의 짧은 시간 지연(약 27 ms)은 최대 파워 출력을 우선시하는 전략과 관련될 수 있다(Cabarkapa et al., 2025). 100 m 스프린팅에서 지면에 대한 힘 적용의 효율성이 경기력을 결정짓는 핵심 요소이며(Morin et al., 2012), 상지와 하지의 긴밀한 시간적 결합은 순간적인 폭발력 생성에 유리하게 작용할 수 있다(Hinrichs, 1987). 다만, 100 m 그룹에서 관찰된 큰 표준편차(22.29 ms)는 동일 종목 내에서도 개인 간 협응 전략의 변동성이 상당함을 시사한다. 이러한 개인차는 훈련 배경, 신체 분절 비율, 또는 근신경계 특성의 차이에서 기인할 가능성이 있으며(Exell et al., 2017; Ross et al., 2001), 일부 100 m 선수들이 400 m 선수와 유사한 협응 패턴을 보일 수 있음을 의미한다. 이는 제한된 표본 크기와 함께 해석에 주의를 요한다(Skorski & Hecksteden, 2021).

선행 연구들은 100 m와 400 m 선수 간 보폭-보빈도 조합의 차이를 반복적으로 보고해 왔다(Hanon & Gajer, 2009). 그러나 상하지 협응의 시간적 측면은 상대적으로 간과하였다(Donaldson et al., 2022). 상지 각운동량이 몸통 회전을 제어하는 데 관여한다는 제안은 이미 오래 전부터 제기되어 왔으나(Hinrichs, 1987; Pontzer et al., 2009), 본 연구는 이러한 제어 메커니즘의 시간적 특성이 종목에 따라 분화될 수 있다는 점을 구체적으로 제시한다. 주목할 만한 점은 주동측 사지에서만 유의한 차이가 관찰되었다는 사실이다. 이는 운동 제어 이론의 틀에서 자연스럽게 해석된다. Sainburg와 Kalakanis (2000)가 지적했듯, 주동측은 비주동측보다 정교한 신경근 조절을 받는다. 최적 피드백 제어 이론 관점에서 보면(Todorov & Jordan, 2002), 종목별 적응이 주동측에서 먼저 발현될 가능성은 합리적이다(Kirby, Pillai, Carmichael & Van Gemmert, 2019). 흥미롭게도, 상지 스윙의 대칭성이 달리기 효율성에 중요하다는 견해(Arellano & Kram, 2011)에도 불구하고, 본 연

구에서는 상지 각운동량의 좌우 비대칭성이 종목 간 유의한 차이를 보이지 않았다. 이는 비대칭성 그 자체보다 상하지 간 시간적 협응 패턴이 종목별 적응의 핵심 지표일 가능성을 시사한다(Seifert et al., 2014). 실제 현장 적용 측면에서, 100 m 선수의 경우 상하지 간 빠른 시간적 결합을 강화하는 협응 드릴이, 400 m 선수의 경우 상지 스윙이 하지 동작에 선행하는 리듬을 체화하는 훈련이 효과적일 수 있다. 다만, 종목별 근섬유 조성 및 신경근 특성의 차이(Ross & Leveritt, 2001; Ross et al., 2001)가 관찰된 시간 지연 패턴과 어떻게 연결되는지는 여전히 불분명하다. 이 간극을 메우기 위해서는 신경생리학적 접근이 추 후 병행되어야 할 것으로 사료된다.

이러한 발견에도 불구하고, 결과 해석 시 몇 가지 방법론적 측면을 추가 고려할 필요가 있다. 우선, 각 그룹의 표본 크기(100 m: n = 7, 400 m: n = 5)는 엘리트 선수를 대상으로 하는 현장 연구의 본질적 제약을 반영한다(Skorski & Hecksteden, 2021). 특히 비대칭성 지수나 좌측 협응 지표에서 유의한 차이가 나타나지 않은 것은, 실제로 차이가 존재하지 않거나, 표본 크기의 제약으로 인해 잠재적 차이를 탐지하지 못했을 가능성을 모두 열어둔다(Columb & Atkinson, 2016). 우측 협응 강도에서 관찰된 경향성(p = .073, r_ES = .520)이 통계적 유의성에 도달하지 못한 것도 동일한 맥락에서 해석될 수 있다. 중간 크기 효과를 충분한 검정력으로 탐지하기 위해서는 각 그룹당 최소 26명의 표본이 요구되나(Brydges, 2019), 이는 엘리트 단거리 선수의 접근성을 고려할 때 현실적으로 달성하기 어려운 수준이다(Mitchell, Ratcliff, Burke, Fensham, & Impellizzeri, 2024). 다음으로, 분석이 40 m 지점의 최대 속도 국면에 국한됨으로써 주행 전체 과정에서의 협응 패턴 변화를 포착하지 못한 점이 제한점으로 작용할 수 있다. 가속 구간에서는 전경 자세와 함께 상지의 추진 기여가 증가하고(Yu et al., 2016), 최대 속도 유지 구간에서는 균형 제어가 중요해지며, 감속 구간에서는 피로 누적에 따른 협응 붕괴가 나타날 수 있다(Kakehata, Saito, Takei, Yokoyama & Nakazawa, 2024). 특히 400 m 종목의 경우, 후반부 피로 상태에서 에너지 시스템의 점진적 전환에 따라 협응 전략이 동적으로 변화할 가능성이 높으며(Duffield et al., 2005), 단일 국면 분석만으로는 종목별 적응의 전체적 양상을 완전히 이해하기 어렵다. 무엇보다도 교차상관분석은 상하지 협응의 선형적 관계를 전제로 하기 때문에(Dean & Dunsmuir, 2016), 복잡한 신경근 제어 시스템의 비선형적 특성이나 상태 의존적 변화를 완전히 포착하는 데에는 한계가 있다(van Leeuwen, 1999; Karniel & Mussa-Ivaldi, 2003). 100 m 그룹 내 큰 개인 간 변동성은 주동측 협응 전략에서 개인별 최적화 패턴이 다양하게 나타날 수 있음을 시사하며(Seifert et al., 2011), 이러한 개인차의 원인과 경기력과의 관계를 규명하기 위해서는 개인 내 반복 측정을 통한 후속 연구가 필요하다. 이는 향후 비선형 동역학 분석 기법을 적용하거나(Van Emmerik, Rosenstein, McDermott & Hamill, 2004), 협응 패턴의 안정성과 변동성을 함께 평가하는 접근이 필요함을 의미한다(Samani, Srinivasan, Mathiassen & Madeleine, 2015).

최종적으로, 본 연구는 엘리트 100 m와 400 m 단거리 선수 간 상하지 협응 전략의 시간적 특성이 종목에 따라 분화되어 있음을 규명하였다. 주동측에서 전완 각운동량과 무릎 신전각속도 간 시간 지연의 차이는 각 종목의 생리학적 및 생체역학적 요구사항에 대한 선택적 적응을 반영하는 것으로 해석된다(Cabarkapa et al., 2025; Nishikawa et al., 2007). 특히 400 m 선수들의 긴 시간 지연은 에너지 효율성을 우선시하는 협응 전략의 발현으로(Wakeling, Blake & Chan, 2010), 100 m 선수들의 짧은 시간 지연은 최대 파워 출력을 우선시하는 전략의 발현으로 이해될 수 있다(Wakeling et al., 2010). 향후 연구에서는 가속 구간부터 최대 속도 유지 구간, 그리고 감속 구간에 이르는 전체 주행 국면에 걸친 협응 패턴의 변화를 추적함으로써(Haugen, Seiler, Sandbakk & Tønnessen, 2019; Lenthall et al., 2024), 관찰된 차이가 특정 국면에 국한된 현상인지 또는 전체 주행 과정에서 일관되게 유지되는 특성인지 규명할 필요가 있다. 또한, 보다 많은 표본을 확보한 후속 연구를 통해 본 연구에서 관찰된 경향성의 재현 가능성을 검증하고, 개인 간 변동성의 원인을 체계적으로 탐색하는 것이 요구된다. 이러한 접근은 단거리 전력질주 구간의 상하지 협응 메커니즘에 대한 이론적 이해를 심화시키는 동시에(Frigon, 2017; Latash, Levin, Scholz & Schöner, 2010), 지도자와 선수가 종목 특성에 맞는 상하지 협응 패턴을 인식하고 훈련에 반영할 수 있는 과학적 근거를 제공할 것으로 기대된다.

CONCLUSION

본 연구는 엘리트 100 m와 400 m 단거리 선수의 상지 좌우 각운동량 비대칭성과 동측 무릎 신전각속도 결합 양상의 종목 간 차이를 규명하였다. 주동측에서 전완 각운동량과 무릎 신전각속도 간 시간 지연이 400 m 선수(45.24±4.41 ms)와 100 m 선수(26.71±22.29 ms) 간 유의한 차이를 보였으며(p = .034, r_ES = -.609), 400 m 선수의 시간 지연이 약 18.5 ms 더 길게 나타났다. 이러한 결과는 400 m 선수가 에너지 효율성을 위해 상지 움직임을 하지 신전에 충분히 선행시키는 협응 전략을, 100 m 선수가 최대 폭발력 발현을 위해 상하지를 긴밀하게 결합시키는 전략을 채택함을 시사하며, 종목별로 요구되는 생체역학적 적응을 반영한다. 향후 가속 구간부터 감속 구간까지 전체 주행 국면에 걸친 협응 패턴의 변화를 추적하는 종단 연구가 필요하다. 본 연구는 단거리 종목별 상하지 협응의 시간적 특성 차이를 규명함으로써 종목 특성을 고려한 개인 맞춤형 기술 훈련 프로그램 개발의 과학적

근거를 제공할 수 있을 것이다.

REFERENCES

Arellano, C. J. & Kram, R. (2011). The effects of step width and arm swing on energetic cost and lateral balance during running. *Journal of Biomechanics*, *44*(7), 1291-1295.

Beck, O. N., Azua, E. N. & Grabowski, A. M. (2018). Step time asymmetry increases metabolic energy expenditure during running. *European Journal of Applied Physiology*, *118*(10), 2147-2154.

Bishop, C., Read, P., Lake, J., Chavda, S. & Turner, A. (2018). Interlimb asymmetries: Understanding how to calculate differences from bilateral and unilateral tests. *Strength & Conditioning Journal*, *40*(4), 1-6.

Bogdanis, G. C., Nevill, M. E., Boobis, L. H. & Lakomy, H. K. (1995). Recovery of power output and muscle metabolites following 30 s of maximal sprint cycling in man. *The Journal of Physiology*, *482*(2), 467-480.

Brooks, L. C., Weyand, P. G. & Clark, K. P. (2022). Does restricting arm motion compromise short sprint running performance? *Gait & Posture*, *93*, 36-40.

Brydges, C. R. (2019). Effect size guidelines, sample size calculations, and statistical power in gerontology. *Innovation in Aging*, *3*(4), igz036.

Cabarkapa, D., Batra, A., Cabarkapa, D. V. & Fry, A. C. (2025). Comparison of lower-body neuromuscular performance profiles between 100 m and 400 m Olympic sprinters. *Frontiers in Sports and Active Living*, *7*, 1672028.

Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). Lawrence Erlbaum Associates.

Columb, M. O. & Atkinson, M. S. (2016). Statistical analysis: Sample size and power estimations. *BJA Education*, *16*(5), 159-161.

Dean, R. T. & Dunsmuir, W. T. M. (2016). Dangers and uses of cross-correlation in analyzing time series in perception, performance, movement, and neuroscience: The importance of constructing transfer function autoregressive models. *Behavior Research Methods*, *48*(2), 783-802.

Dejnabadi, H., Jolles, B. M., Casanova, E., Fua, P. & Aminian, K. (2006). Estimation and visualization of sagittal kinematics of lower limbs orientation using body-fixed sensors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *53*(7), 1385-1393.

Dietz, V., Fouad, K. & Bastiaanse, C. M. (2001). Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion. *European Journal of Neuroscience*, *14*(11), 1906-1914.

Donaldson, B. J., Bezodis, N. E. & Bayne, H. (2022). Inter-and intra-limb coordination during initial sprint acceleration. *Biology Open*, *11*(10), bio059501.

Donaldson, B., Bezodis, N. & Bayne, H. (2023). Characterising coordination strategies during initial acceleration in sprinters ranging from highly trained to world class. *Journal of Sports Sciences*, *41*(22), 2047-2057.

Duffield, R., Dawson, B. & Goodman, C. (2005). Energy system contribution to 400-metre and 800-metre track running. *Journal of Sports Sciences*, *23*(3), 299-307.

Exell, T., Irwin, G., Gittoes, M. & Kerwin, D. (2017). Strength and performance asymmetry during maximal velocity sprint running. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *27*(11), 1273-1282.

Frigon, A. (2017). The neural control of interlimb coordination during mammalian locomotion. *Journal of Neurophysiology*, *117*(6), 2224-2241.

Gaffney, B. M., Christiansen, C. L., Murray, A. M., Silverman, A. K. & Davidson, B. S. (2017). Separation of rotational and translational segmental momentum to assess movement coordination during walking. *Human Movement Science*, *51*, 99-111.

Gastin, P. B. (2001). Energy system interaction and relative contribution during maximal exercise. *Sports Medicine*, *31*(10), 725-741.

Gittoes, M. J. R. & Wilson, C. (2010). Intralimb joint coordination patterns of the lower extremity in maximal velocity phase sprint running. *Journal of Applied Biomechanics*, *26*(2), 188-195

Hanon, C. & Gajer, B. (2009). Velocity and stride parameters of world-class 400-meter athletes compared with less experienced runners. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *23*(2), 524-531.

Haugen, T., McGhie, D. & Ettema, G. (2019). Sprint running: From fundamental mechanics to practice—a review. *European Journal of Applied Physiology*, *119*(6), 1273-1287.

Haugen, T., Seiler, S., Sandbakk, Ø. & Tønnessen, E. (2019). The training and development of elite sprint performance: An integration of scientific and best practice literature. *Sports Medicine-Open*, *5*(1), 44.

Herr, H. & Popovic, M. (2008). Angular momentum in human walking. *Journal of Experimental Biology*, *211*(4), 467-481.

Hinrichs, R. N. (1987). Upper extremity function in running. II: Angular momentum considerations. *Journal of Applied Biomechanics*, *3*(3), 242-263.

Hinrichs, R. N. (1992). Case studies of asymmetrical arm action in running. *Journal of Applied Biomechanics*, *8*(2), 111-126.

Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M. & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *41*(1), 3-12.

Juvin, L., Simmers, J. & Morin, D. (2005). Propriospinal circuitry underlying interlimb coordination in mammalian quadrupedal locomotion. *Journal of Neuroscience*, *25*(25), 6025-6035.

Kakehata, G., Saito, H., Takei, N., Yokoyama, H. & Nakazawa, K. (2024). Changes in muscle coordination patterns during 400-m sprint: Impact of fatigue and performance decline. *European Journal of Sport Science*, *24*(3), 341-351.

Karniel, A. & Mussa Ivaldi., F. A. (2003). Sequence, time, or state representation: How does the motor control system adapt to variable environments? *Biological Cybernetics*, *89*(1), 10-21.

Kawashima, N., Nozaki, D., Abe, M. O. & Nakazawa, K. (2008). Shaping appropriate locomotive motor output through interlimb neural pathway within spinal cord in humans. *Journal of Neurophysiology*, *99*(6), 2946-2955.

Kirby, K. M., Pillai, S. R., Carmichael, O. T. & Van Gemmert, A. W. (2019). Brain functional differences in visuo-motor task adaptation between dominant and non-dominant hand training. *Experimental Brain Research*, *237*(12), 3109-3121.

Koo, Y. J., Ogihara, N. & Koo, S. (2025). Active arm swing during running improves rotational stability of the upper body and metabolic energy efficiency. *Annals of Biomedical Engineering*, *53*, 1003-1013.

Lahkar, B. K., Muller, A., Dumas, R., Reveret, L. & Robert, T. (2022). Accuracy of a markerless motion capture system in estimating upper extremity kinematics during boxing. *Frontiers in Sports and Active Living*, *4*, 939980.

Lamb, P. F. & Bartlett, R. M. (2017). Assessing movement coordination. *In Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise* (pp. 22-43). Routledge.

Latash, M. L., Levin, M. F., Scholz, J. P. & Schöner, G. (2010). Motor control theories and their applications. *Medicina (Kaunas, Lithuania)*, *46*(6), 382.

Lenthall, D., Brazil, A., Castaño-Zambudio, A., Lightfoot, H., Mendiguchia, J., Jiménez-Reyes, P. & Colyer, S. L. (2024). Lower-limb coordination changes following a 6-week training intervention that elicited enhancements to maximum velocity sprint performance. *Biology Open*, *13*(9), bio060589.

Li, L. & Caldwell, G. E. (1999). Coefficient of cross correlation and the time domain correspondence. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *9*(6), 385-389.

Loturco, I., Contreras, B., Kobal, R., Fernandes, V., Moura, N., Siqueira, F., Winckler, C., Suchomel, T. & Pereira, L. A. (2018). Vertically and horizontally directed muscle power exercises: Relationships with top-level sprint performance. *PLOS ONE*, *13*(7), e0201475.

Mero, A., Komi, P. V. & Gregor, R. J. (1992). Biomechanics of sprint running: A review. *Sports Medicine*, *13*(6), 376-392.

Meyns, P., Bruijn, S. M. & Duysens, J. (2013). The how and why of arm swing during human walking. *Gait & Posture*, *38*(4), 555-562.

Mitchell, L., Ratcliff, J., Burke, L. M., Fensham, A. & Impellizzeri, F. M. (2024). Engaging athletes as research participants: A document analysis of published sport science literature. *European Journal of Sport Science*, *24*(6), 708-720.

Mo, S. & Chow, D. H. (2018). Accuracy of three methods in gait event detection during overground running. *Gait & Posture*, *59*, 93-98.

Morais, J. E., Silva, A. J., Marinho, D. A., Marques, M. C., Batalha, N. & Barbosa, T. M. (2016). Modelling the relationship between biomechanics and performance of young sprinting swimmers. *European Journal of Sport Science*, *16*(6), 661-668.

Morin, J. B., Bourdin, M., Edouard, P., Peyrot, N., Samozino, P. & Lacour, J. R. (2012). Mechanical determinants of 100-m sprint running performance. *European Journal of Applied Physiology*, *112*(11), 3921-3930.

Mullineaux, D. R. & Wheat, J. (2002). Quantifying coordination in kinematic data: A running example. In K. E. Gianikellis (Ed.), *Proceedings of the 20th International Symposium on Biomechanics in Sports* (pp. 474-477). Cáceres, Spain: Universidad de Extremadura.

Muratomi, K., Tarumi, T., Furuhashi, Y., Ushida, T. & Matsunaga, N. (2025). Effectiveness index of mechanical energy utilization in male 400-m sprinters and the relation between muscle cross-sectional area of the trunk and the lower limbs. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *35*(1), e70023.

Nagahara, R., Matsubayashi, T., Matsuo, A. & Zushi, K. (2014).

Kinematics of transition during human accelerated sprinting. *Biology Open*, *3*(8), 689-699.

Nagahara, R. & Zushi, K. (2013). Determination of foot strike and toe-off event timing during maximal sprint using kinematic data. *International Journal of Sport and Health Science*, *11*, 96-100.

Nishikawa, K., Biewener, A. A., Aerts, P., Ahn, A. N., Chiel, H. J., Daley, M. A., Daniel, T. L., Full, R. J., Hale, M. E., Hedrick, T. L., Lappin, A. K., Nichols, T. R., Quinn, R. D., Satterlie, R. A. & Szymik, B. (2007). Neuromechanics: An integrative approach for understanding motor control. *Integrative and Comparative Biology*, *47*(1), 16-54.

Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, *7*(1), 77-95.

Oliveira, A. S. & Pirscoveanu, C. I. (2021). Implications of sample size and acquired number of steps to investigate running biomechanics. *Scientific Reports*, *11*(1), 3083.

Parkinson, A. O., Apps, C. L., Morris, J. G., Barnett, C. T. & Lewis, M. G. (2021). The calculation, thresholds and reporting of inter-limb strength asymmetry: A systematic review. *Journal of Sports Science & Medicine*, *20*(4), 594.

Pontzer, H., Holloway IV, J. H., Raichlen, D. A. & Lieberman, D. E. (2009). Control and function of arm swing in human walking and running. *Journal of Experimental Biology*, *212*(4), 523-534.

Rosnow, R. L. & Rosenthal, R. (2003). Effect sizes for experimenting psychologists. *Canadian Journal of Experimental Psychology/Revue Canadienne de Psychologie Expérimentale*, *57*(3), 221.

Ross, A. & Leveritt, M. (2001). Long-term metabolic and skeletal muscle adaptations to short-sprint training. *Sports Medicine*, *31*(15), 1063-1082.

Ross, A., Leveritt, M. & Riek, S. (2001). Neural influences on sprint running: Training adaptations and acute responses. *Sports Medicine*, *31*(6), 409-425.

Sado, N., Yoshioka, S. & Fukashiro, S. (2019). A biomechanical study of the relationship between running velocity and three-dimensional lumbosacral kinetics. *Journal of Biomechanics*, *94*, 158-164.

Sainburg, R. L. & Kalakanis, D. (2000). Differences in control of limb dynamics during dominant and nondominant arm reaching. *Journal of Neurophysiology*, *83*(5), 2661-2675.

Salci, Y., Kentel, B. B., Heycan, C., Akin, S. & Korkusuz, F. (2004). Comparison of landing maneuvers between male and female college volleyball players. *Clinical Biomechanics*, *19*(6), 622-628.

Samani, A., Srinivasan, D., Mathiassen, S. E. & Madeleine, P. (2015). Nonlinear metrics assessing motor variability in a standardized pipetting task: Between-and within-subject variance components. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *25*(3), 557-564.

Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D. & Hawley, J. A. (2004). Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Medicine*, *34*(7), 465-485.

Schiffer, J. (2008). The 400 metres. *New Studies in Athletics*, *23*(2), 7-13.

Seifert, L., Komar, J., Barbosa, T., Toussaint, H., Millet, G. & Davids, K. (2014). Coordination pattern variability provides functional adaptations to constraints in swimming performance. *Sports Medicine*, *44*(10), 1333-1345.

Seifert, L., Leblanc, H., Herault, R., Komar, J., Button, C. & Chollet, D. (2011). Inter-individual variability in the upper-lower limb breaststroke coordination. *Human Movement Science*, *30*(3), 550-565.

Sinclair, J., Taylor, P. J. & Hobbs, S. J. (2013). Digital filtering of three-dimensional lower extremity kinematics: An assessment. *Journal of Human Kinetics*, *39*, 25.

Skorski, S. & Hecksteden, A. (2021). Coping with the "small sample-small relevant effects" dilemma in elite sport research. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *16*(11), 1559-1560.

Slawinski, J., Bonnefoy, A., Levêque, J. M., Ontanon, G., Riquet, A., Dumas, R. & Chèze, L. (2010). Kinematic and kinetic comparisons of elite and well-trained sprinters during sprint start. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *24*(4), 896-905.

Spencer, M. R. & Gastin, P. B. (2001). Energy system contribution during 200-to 1,500-m running in highly trained athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *33*(1), 157-162.

Thompson, M. A. (2017). Physiological and biomechanical mechanisms of distance specific human running performance. *Integrative and Comparative Biology*, *57*(2), 293-300.

Todorov, E. & Jordan, M. I. (2002). Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature Neuroscience*, *5*(11), 1226-1235.

Tomczak, M. & Tomczak, E. (2014). The need to report effect size estimates revisited. An overview of some recommended measures of effect size. *Trends in Sport Sciences*,

1(2), 19-25.

Vellucci, C. L. & Beaudette, S. M. (2023). A need for speed: Objectively identifying full-body kinematic and neuromuscular features associated with faster sprint velocities. *Frontiers in Sports and Active Living*, *4*, 1094163.

Van Emmerik, R. E., Rosenstein, M. T., McDermott, W. J. & Hamill, J. (2004). A nonlinear dynamics approach to human movement. *Journal of Applied Biomechanics*, *20*(4), 396-420.

van Leeuwen, J. L. (1999). Neuromuscular control: Introduction and overview. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, *354*(1385), 841-843.

van Oeveren, B. T., de Ruiter, C. J., Beek, P. J. & van Dieën, J. H. (2024). The biomechanics of running and running styles: A synthesis. *Sports Biomechanics*, *23*(6), 699-754.

Wakeling, J. M., Blake, O. M. & Chan, H. K. (2010). Muscle coordination is key to the power output and mechanical efficiency of limb movements. *Journal of Experimental Biology*, *213*(3), 487-492.

Wild, J., Bezodis, N. E., Blagrove, R. C. & Bezodis, I. N. (2011). A biomechanical comparison of accelerative and maximum velocity sprinting: Specific strength training considerations. *Professional Strength and Conditioning*, *21*, 23-37.

Wu, G., van der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W. & Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, *38*(5), 981-992.

Yu, J., Sun, Y., Yang, C., Wang, D., Yin, K., Herzog, W. & Liu, Y. (2016). Biomechanical insights into differences between the mid-acceleration and maximum velocity phases of sprinting. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *30*(7), 1906-1916.

Zehr, E. P. & Duysens, J. (2004). Regulation of arm and leg movement during human locomotion. *The Neuroscientist*, *10*(4), 347-361.