

Research Paper



Comparative Analysis of Center of Pressure Responses During Defensive Landing in Professional and Novice Volleyball Players

Saber Darvishi¹ , *Mahdi Majlesi¹ , Elaheh Azadian²

1. Department of Sport Biomechanics, Ha.C., Islamic Azad University, Hamedan, Iran.

2. Department of Motor Behavior, Ha.C., Islamic Azad University, Hamedan, Iran.



Citation: Darvishi S, Majlesi M, Azadian E. Comparative Analysis of Center of Pressure Responses During Defensive Landing in Professional and Novice Volleyball Players. (Persian). Journal of Sport Biomechanics.2025;11(2):162-174. <https://doi.org/10.61186/JSportBiomech.11.2.162>

<https://doi.org/10.61186/JSportBiomech.11.2.162>



Article Info:

Received: 2 May 2025

Accepted: 8 June 2025

Available Online: 8 June 2025

Keywords:

Center of pressure (CoP),
Dynamic balance, Landing
mechanics, Volleyball block,
Professional athletes,
Novice players

ABSTRACT

Objective This study aimed to evaluate the center of pressure (CoP) movements during landing after a block in professional volleyball players and to compare them with novice players.

Methods In this cross-sectional descriptive study, ten professional and ten novice male volleyball players (with a minimum of two years of regular training) participated. CoP movements were assessed during five blocking conditions: static jump, step-side block to the right and left, and long cross-step block to the right and left. CoP displacement variables—including speed, range of sway, and RMS—were recorded during landing using a 3D motion capture system and force plates. Measurements were analyzed separately in the anterior–posterior (AP) and medial–lateral (ML) directions.

Results The findings indicated that novice players generally exhibited greater CoP sway and higher RMS values during landing compared to professionals. Specifically, CoP sway in the ML direction was significantly greater in novices during static and left short-step blocks. Additionally, RMS values were significantly higher in most tasks among novices. However, there was no significant difference between groups in CoP speed.

Conclusion The results suggest that novice players demonstrated greater variability (RMS) in CoP movements, even though they showed less overall sway amplitude. This pattern—higher variability with reduced sway—may reflect a "freezing" of degrees of freedom, a strategy commonly used by less experienced individuals to preserve balance. Such a strategy may compromise dynamic stability and increase the risk of injury.

*** Corresponding Author:**

Mahdi Majlesi

Address: Department of Sport Biomechanics, Ha.C., Islamic Azad University, Hamedan, Iran.

Tel: +98 (918) 4077540

E-mail: m.majlesi@iau.ir

Extended Abstract

1. Introduction

Balance and postural control are among the most fundamental neuromuscular functions in sports, enabling athletes to manage body positioning during jumping and landing, and helping to prevent injuries (1). Maintaining balance during landing is particularly crucial in sports such as volleyball, where repeated jumping and landing are essential components of the game (2). Epidemiological studies have shown that a high percentage of volleyball-related injuries occur during landings following blocks or attacks (3). For instance, several recent investigations have reported that landings after blocking and spiking account for more than half of volleyball injuries (4, 5). In NCAA Division I women's volleyball between 2014 and 2019, lower limb injuries were also highly prevalent (3), with most being non-contact and occurring during the landing phase (6). During landing, large ground reaction forces (GRFs) are transmitted through the body, which, if not properly controlled, can result in acute injuries (7). Thus, how an athlete lands and maintains balance post-jump is a critical factor in injury prevention.

The ability to quickly regain postural stability following perturbation is a key element of success among elite athletes. Professional volleyball players typically demonstrate rapid postural responses, effectively adjusting their body position to prevent falls or injury (8). In contrast, less experienced players tend to exhibit poorer postural stability and may struggle with balance control during landing (9). Studies across various sports have shown that novices exhibit greater sway amplitudes than experts. For example, in rifle shooting, novices show larger and more variable postural sway than elite marksmen (10). Similarly, elite volleyball players have been found to exhibit smaller CoP excursions in standing tasks compared to non-athletes, reflecting better postural control (11). This is likely due to sport-specific training enhancing neuromuscular mechanisms and reducing unnecessary body movements. One of the key indicators of postural stability during landing is the analysis of foot center of pressure (CoP) trajectories (12). The CoP represents the point of application of the resultant ground reaction force and offers valuable insight into balance strategies when measured via force plates. Abnormal CoP displacement during landing may overload lower limb structures and increase injury risk (13). Therefore, analyzing CoP dynamics in volleyball can reveal control differences between expert and novice players, helping to identify areas of instability in less experienced athletes. The purpose of this study was to compare CoP movement patterns during defensive landing between professional and novice volleyball players. Specifically, this study analyzed CoP sway range, RMS displacement, and velocity in both anterior–posterior (AP) and medial–lateral (ML) directions. Based on our hypothesis, novice players were expected to exhibit greater instability across these parameters, reflecting weaker balance control and potentially higher injury risk.

2. Methods

This cross-sectional descriptive study was conducted in a biomechanics laboratory. Twenty male volleyball players participated, including 10 professionals from national leagues and 10 novices with at least two years of playing experience. All participants were injury-free and not under medication prior to testing. Ethical approval was obtained, and informed consent was signed. AVicon T20 motion capture system (100 Hz) and two synchronized Kistler force plates (1000 Hz) recorded kinematic and kinetic data. Reflective markers were placed according to the Plug-in Gait model. Five randomized blocking tasks were performed: static jump, step-side block to the right and left, and long cross-step block to the right and left. Players landed bilaterally, ensuring each foot contacted a separate force plate. Each task was repeated six times with 2-minute rest intervals. Signals were low-pass filtered (4th-order Butterworth, 20 Hz) and normalized to body weight. Three center of pressure (CoP) parameters were analyzed during the main landing phase: (1) displacement range (AP and ML), (2) root mean square (RMS), and (3) mean velocity. Data normality was tested with the Shapiro–Wilk test. A three-way ANOVA (group $\times$ task $\times$ direction) was used to assess differences, with significance set at $p < 0.05$ using SPSS v21.

3. Results

Postural Sway at Landing

Between-group comparisons revealed significant differences in postural sway in the mediolateral (ML) direction during the static block jump ($p = 0.026$, $F = 5.90$) and the short-step jump from the left ($p = 0.005$, $F = 10.35$). However, within-group analysis indicated that sway amplitude was not significantly influenced by jump type. Interestingly, although professional players showed greater sway overall, the difference between groups was not statistically significant. In contrast, a significant main effect of direction was observed ($\eta^2 = 0.69$, $p < 0.001$, $F = 40.28$), with larger sway in the ML direction compared to the anteroposterior (AP) direction. A significant interaction between direction and jump type was also found ($\eta^2 = 0.39$, $p < 0.001$, $F = 11.76$), indicating that sway in all jumps was greater in the ML direction except during the static jump, where AP sway was higher.

RMS of CoP at Landing

RMS values were significantly higher in novice players for most jump types, except for the right-step jump and the short and long jumps from the left in the ML direction. RMS was significantly affected by jump type ($\eta^2 = 0.78$, $p < 0.001$, $F = 13.01$) and the interaction between jump type and group ($\eta^2 = 0.63$, $p = 0.003$, $F = 6.50$). RMS was also greater in the ML than AP direction ($\eta^2 = 0.91$, $p < 0.001$, $F = 192.28$), with a significant interaction between direction and jump type ($\eta^2 = 0.51$, $p = 0.022$, $F = 3.97$) (Table 1).

CoP Velocity at Landing

No significant between-group differences were found for CoP velocity. However, significant main effects were observed for jump type ($\eta^2 = 0.63$, $p = 0.003$, $F = 6.35$) and direction ($\eta^2 = 0.35$, $p = 0.006$, $F = 9.68$). Velocity was generally greater in the ML direction and lower during static jumps compared to other tasks. A significant jump type $\times$ direction interaction ($\eta^2 = 0.47$, $p = 0.040$, $F = 3.30$) indicated reversed trends during the left-side jump (AP > ML), while no directional difference was seen in the right-side jump.

Table 1. Results of Factorial ANOVA for the Variables

Factors	Postural Sway		RMS of CoP		CoP Velocity	
	p-value	F	p-value	F	p-value	F
Jump Type	0.650	0.639	0.000	13.01	0.003	6.35
Jump Type $\times$ Group	0.182	1.80	0.003	6.50	0.910	0.24
Direction	0.000	40.28	0.000	192.28	0.006	9.68
Direction $\times$ Group	0.450	0.596	0.102	2.96	0.280	1.24
Jump Type $\times$ Direction	0.000	11.76	0.022	3.97	0.040	3.30
Group	0.091	3.70	0.135	2.45	0.293	1.17

4. Conclusion

This study aimed to evaluate and compare the center of pressure (CoP) movement patterns during landing after block jumps between professional and novice volleyball players. The findings revealed that although novice players exhibited significantly lower postural sway in certain tasks, they showed greater RMS values compared to their professional counterparts. Interestingly, CoP sway was greater in professionals, particularly during middle and left-side block jumps. According to Bernstein's degrees of freedom theory, novices tend to "freeze" joint motion to simplify motor control, whereas experienced athletes utilize greater freedom to execute more adaptive and refined postural adjustments (15,16). Previous studies, such as Caballero et al. (2020), have similarly shown that skilled athletes exhibit broader joint movements, which may explain their increased postural sway (17). Carpenter et al. (2010) further argued that such sway could enhance sensory integration under dynamic conditions, serving as an adaptive strategy (18). Therefore, increased sway among professional players—especially given their higher jump heights—reflects not instability, but a more advanced dynamic postural control strategy (19).

Significant between-group differences in RMS were observed across most tasks, with novices showing higher variability. While variability is often needed for adaptability, excessive or insufficient variability can hinder performance. As per Lipsitz and Stergiou, an optimal "U-shaped" level of variability supports environmental adaptability, while deviations from this norm may signal reduced stability (20–22). Interestingly, despite higher sway, professionals exhibited lower variability, implying better neuromuscular coordination. Moreover, the direction of movement significantly influenced CoP behavior: sway was generally greater in the mediolateral (ML) direction, except during the middle jump, where anteroposterior

(AP) sway dominated—likely due to forward momentum. These findings align with Wikstrom et al. (2008), who found that lateral and oblique jumps increase ML instability. Professional volleyball players demonstrated greater CoP sway but lower variability during post-block landings, suggesting refined, stable postural strategies. Additionally, movement direction was found to alter postural control patterns, underscoring the importance of training multidirectional landing skills. Future programs should prioritize enhancing dynamic balance through targeted neuromuscular strategies to reduce injury risk, especially in novice athletes.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

There were no ethical considerations to be addressed in this research.

Funding

This research did not receive any grants from funding agencies in the public, commercial, or non-profit sectors.

Authors' contributions

All authors contributed equally to preparing the article.

Conflicts of interest

The authors declared no conflict of interest.

مقاله پژوهشی

تحلیل تطبیقی پاسخ‌های مرکز فشار هنگام فرود دفاعی در والیبالیست‌های حرفه‌ای و مبتدی

صابر درویشی^۱، مهدی مجلسی^۱، الهه آزادیان^۲

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.

۲. گروه رفتار حرکتی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.



Citation: Darvishi S, Majlesi M, Azadian E. Comparative Analysis of Center of Pressure Responses During Defensive Landing in Professional and Novice Volleyball Players. (Persian). Journal of Sport Biomechanics. 2025;11(2):162-174. <https://doi.org/10.61186/JSportBiomech.11.2.162>



<https://doi.org/10.61186/JSportBiomech.11.2.162>

چکیده

هدف: هدف این پژوهش ارزیابی حرکات مرکز فشار (CoP) در لحظه فرود پس از دفاع روی تور در والیبالیست‌های حرفه‌ای و مقایسه آن با افراد مبتدی بود.

روش‌ها: در این پژوهش توصیفی-مقطعی ۱۰ بازیکن حرفه‌ای و ۱۰ بازیکن مبتدی والیبال (با حداقل ۲ سال سابقه بازی) شرکت داشتند. حرکات CoP در پنج وضعیت دفاع روی تور (پرش ایستا، گام استپ‌ساید راست و چپ، گام کراس بلند راست و چپ) ارزیابی شد. سرعت، نوسانات و RMS مسیر حرکت CoP در دو راستای قدامی-خلفی (AP) و داخلی-خارجی (ML) حین فرود توسط سیستم تحلیل حرکت سه‌بعدی و صفحات نیرو ثبت و تحلیل شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد در اکثر شرایط، گروه مبتدی نوسانات قدامی و تغییرات RMS بیشتری نسبت به گروه حرفه‌ای در لحظه فرود دارد. نوسانات CoP در جهت ML در پرش ایستا و پرش کوتاه از چپ در مبتدی‌ها به‌طور معناداری بیشتر بود. همچنین مقدار RMS مسیر CoP در اکثر تکالیف در گروه مبتدی بالاتر از حرفه‌ای‌ها بود. با این حال، سرعت حرکات CoP بین دو گروه تفاوت معناداری نداشت.

نتیجه‌گیری: یافته‌های این پژوهش نشان دادند، مقدار RMS بازیکنان مبتدی نسبت به افراد حرفه‌ای بیشتر می‌باشد، این متغیر نشانه تغییرپذیری در حرکات مرکز فشار است، بدین معنی که افراد مبتدی علی‌رغم نوسانات کمتر مرکز فشار در حین فرود، تغییرپذیری بیشتری داشته‌اند. کاهش نوسانات حاکی از منجمد کردن درجات آزادی در بازیکنان مبتدی و افزایش تغییرپذیری همراه با کاهش نوسانات می‌تواند نشان از ضعف تعادل و افزایش ریسک آسیب در آن‌ها باشد.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۱۲ اردیبهشت ۱۴۰۴

تاریخ پذیرش: ۱۸ خرداد ۱۴۰۴

تاریخ انتشار: ۱۸ خرداد ۱۴۰۴

کلید واژه‌ها:

مرکز فشار (CoP)، تعادل
دینامیک، فرود پس از پرش،
دفاع روی تور، والیبالیست
حرفه‌ای، والیبالیست مبتدی

*نویسنده مسئول:

مهدی مجلسی

آدرس: گروه بیومکانیک ورزشی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.

تلفن: ۰۹۸ (۹۱۸) ۴۰۷۷۵۴۰

ایمیل: m.majlesi@iau.ir

مقدمه

تعادل و کنترل قامت از اساسی‌ترین عملکردهای عصبی-عضلانی در فعالیتهای ورزشی است و به ورزشکاران کمک می‌کند وضعیت بدن خود را حین پرش و فرود کنترل کرده و از صدمات جلوگیری کنند (۱). حفظ تعادل هنگام فرود به‌ویژه در رشته‌هایی مانند والیبال که پرش و فرودهای پیاپی بخشی جدایی‌ناپذیر از بازی هستند، اهمیت فراوانی دارد (۲). مطالعات همه‌گیرشناسی نشان داده‌اند درصد بالایی از آسیب‌های والیبال در جریان فرود پس از پرش‌های دفاع و حمله رخ می‌دهد (۳). به‌عنوان نمونه، چندین بررسی اخیر گزارش کرده‌اند فرود پس از دفاع روی تور و اسپک بیش از نیمی از صدمات بازیکنان والیبال را موجب می‌شود (۴، ۵). در والیبال حرفه‌ای زنان NCAA طی فصل‌های ۲۰۱۴ تا ۲۰۱۹ نیز آسیب‌های اندام تحتانی شیوع بالایی داشته است (۳). اغلب این صدمات غیرتماسی بوده و در مرحله فرود پس از پرش اتفاق می‌افتند (۶). هنگام فرود آمدن، نیروهای عکس‌العمل زمین زیادی به بدن وارد می‌شود که در صورت عدم کنترل می‌تواند منجر به آسیب‌های حاد شود (۷)؛ بنابراین چگونگی فرود و حفظ تعادل پس از پرش نقش تعیین‌کننده‌ای در پیشگیری از آسیب‌ها دارد.

توانایی بازیابی سریع تعادل پس از برهم خوردن وضعیت بدن، عامل مهمی در موفقیت ورزشکاران نخبه محسوب می‌شود. بازیکنان والیبال حرفه‌ای معمولاً واکنش‌های تعادلی سریعی نسبت به تغییرات وضعیت نشان می‌دهند و با تنظیم سریع وضعیت قامت خود از سقوط یا آسیب‌دیدگی جلوگیری می‌کنند (۸). در مقابل، بازیکنان کم‌تجربه ثبات قامت پایین‌تری داشته و ممکن است در کنترل وضعیت بدن خود حین فرود دچار مشکل شوند (۹). پژوهش‌ها در ورزش‌های مختلف حاکی از آن است که افراد مبتدی دامنه حرکات تعادلی بیشتری نسبت به افراد ماهر دارند؛ به‌عنوان مثال، در تیراندازی با تفنگ، نوسانات قامت افراد مبتدی به‌مراتب بیشتر و متغیرتر از تیراندازان ماهر گزارش شده است (۱۰). همچنین، ورزشکاران نخبه والیبال در شرایط ایستاده دامنه نوسان کمتری نسبت به غیرورزشکاران دارند که بیانگر کنترل قامت بهتر در آن‌هاست (۱۱). در واقع تمرینات اختصاصی ورزشی سبب بهبود مکانیزم‌های عصبی-عضلانی، کنترل تعادل و کاهش حرکات اضافی بدن می‌شود.

یکی از شاخص‌های مهم برای ارزیابی کنترل تعادل پس از فرود، بررسی الگوی حرکت مرکز فشار (CoP)^۱ پا است (۱۲). مرکز فشار بیانگر نقطه برآیند نیروهای کف پا است که حرکت آن در صفحات مختلف اطلاعات مفیدی در مورد راهبردهای تعادلی فرد ارائه می‌دهد. ثبت حرکات CoP از طریق صفحات نیرو امکان‌پذیر بوده و مطالعه الگوی جابه‌جایی مرکز فشار طی فرود می‌تواند نمایانگر میزان ثبات یا بی‌ثباتی قامت ورزشکار باشد. پژوهش‌های پیشین نشان داده‌اند توزیع نامناسب نیروهای فرود و جابه‌جایی غیرطبیعی CoP می‌تواند فشار بیش‌ازحدی به اندام تحتانی وارد کرده و زمینه‌ساز آسیب بافتی شود (۱۳)؛ بنابراین، تحلیل کمی حرکات CoP در والیبالیست‌ها می‌تواند به درک بهتری از تفاوت‌های کنترلی بین بازیکنان حرفه‌ای و مبتدی منجر شود و به شناسایی نقاط ضعف افراد مبتدی در حفظ تعادل کمک کند. با توجه به مطالب فوق، هدف تحقیق حاضر بررسی تفاوت الگوهای حرکت مرکز فشار در لحظه فرود پس از دفاع روی تور میان والیبالیست‌های حرفه‌ای و مبتدی است. این مطالعه به‌طور مشخص نوسانات قامتی (دامنه حرکات CoP)، میزان^۲ RMS مرکز فشار و سرعت حرکات CoP را در دو جهت قدامی-خلفی و داخلی-خارجی طی فرود پس از دفاع مقایسه می‌کند. بر اساس انتظارات ما، بازیکنان مبتدی در این شاخص‌ها بی‌ثباتی بیشتری نسبت به بازیکنان حرفه‌ای خواهند داشت که می‌تواند منعکس‌کننده ضعف در کنترل تعادل و خطر بالاتر آسیب باشد.

1. Center of pressure
2. Root Mean Square

روش شناسی

مطالعه حاضر از نوع مقطعی-توصیفی بوده که در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی انجام شد. به منظور تعیین حداقل حجم نمونه، با استفاده از نرم افزار G*Power و با سطح اطمینان ۰/۰۵ توان آزمون ۸۰ درصد، حداقل تعداد ۸ نفر برای هر گروه برآورد گردید. در نهایت ۲۰ والیبالیست مرد در این تحقیق شرکت کردند که شامل ۱۰ بازیکن حرفه‌ای (عضو لیگ‌های برتر والیبال کشور) و ۱۰ بازیکن مبتدی با حداقل ۲ سال سابقه فعالیت منظم در والیبال بودند. همه آزمودنی‌ها در سلامت کامل بوده و طی یک سال گذشته دچار آسیب شدید اندام تحتانی یا فوقانی (مانند پیچ‌خوردگی شدید یا شکستگی) نشده بودند. همچنین هیچ‌یک از افراد در ماه منتهی به آزمون برنامه دارودرمانی خاصی نداشتند. قبل از شروع مطالعه، آزمودنی‌ها فرم رضایت‌نامه آگاهانه را تکمیل نموده و تمامی مراحل و اهداف پژوهش برای آنان توضیح داده شد. پروتکل تحقیق نیز به تأیید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه آزاد اسلامی همدان رسیده است.

برای ثبت حرکات از یک سیستم تحلیل حرکت سه‌بعدی Vicon (مدل T20, Vicon Peak, Oxford, UK) با نرخ ثبت ۱۰۰ هرتز استفاده شد. چهار دوربین پرسرعت این سیستم پس از کالیبره شدن، حرکت مارکرهای بازتابی متصل به اندام تحتانی آزمودنی‌ها را در حین انجام تکالیف ضبط کردند. مارکرهای کروی به قطر ۱۴ میلی‌متر بر اساس پروتکل مارکرگذاری Plug-in Gait در نقاط آناتومیکی مشخص روی هر دو پای شرکت‌کنندگان نصب شدند. به‌طور هم‌زمان، دو صفحه نیروی Kistler (مدل ۹۲۸۱، EA، ساخت Winterthur, Switzerland) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز برای ثبت داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین به کار گرفته شد. سیستم ثبت نیرو با دوربین‌های حرکتی هم‌زمان‌سازی (سینک) شده بود. داده‌های کینماتیک توسط نرم‌افزار Vicon Nexus 1.8.5 و داده‌های کینتیک توسط نرم‌افزار Polygon 4.3 پردازش و تحلیل شدند.

جهت شبیه‌سازی شرایط دفاع روی تور، یک تور والیبال استاندارد به ارتفاع ۲/۴۳ متر (ارتفاع قانونی تور مردان) در وسط فضای آزمایشگاه نصب گردید. آزمودنی‌ها پس از گرم کردن اولیه، پنج مهارت دفاع روی تور را به شکل تصادفی اجرا کردند. این پنج الگوی دفاعی عبارت بودند از: پرش ایستا (بدون جابجایی پا قبل از پرش)، دفاع با گام استپ‌ساید به راست، دفاع با گام استپ‌ساید به چپ، دفاع با گام کراس بلند به راست و دفاع با گام کراس بلند به چپ (۱). در هر تلاش، بازیکن می‌بایست پس از پرش دفاع، به‌صورت دوبا فرود بیاید به‌طوری‌که هر پا کاملاً داخل یکی از صفحات نیرو قرار گیرد. تنها کوشش‌هایی که این شرط را احراز می‌کردند برای تحلیل ثبت شدند. هر آزمودنی برای هر یک از پنج تکلیف دفاع، ۶ تکرار انجام داد و بین هر تکرار حدود ۲ دقیقه استراحت در نظر گرفته شد تا از بروز خستگی حین آزمایش جلوگیری شود.

به‌منظور کاهش نویز و هموارسازی سیگنال‌های نیرویی، از یک فیلتر Butterworth مرتبه چهارم با فرکانس قطع ۲۰ هرتز استفاده گردید (۱۴). مقادیر نیروهای واکنش زمین بر حسب وزن بدن هر فرد نرمال‌سازی شد. این پژوهش سه شاخص مرتبط با CoP در لحظه فرود اصلی دفاع روی تور مد نظر بود: ۱) دامنه نوسانات که برابر با فاصله بین بیشینه و کمینه جابه‌جایی CoP در هر جهت (AP و ML) است، ۲) RMS مربوط به CoP که میزان پراکندگی مسیر حرکت CoP حول مرکز آن را نشان می‌دهد، و ۳) متوسط سرعت حرکت CoP که به‌صورت طول مسیر طی شده CoP تقسیم بر زمان مرحله فرود محاسبه شد. لازم به ذکر است که هر دو مؤلفه AP و ML حرکات CoP به‌طور جداگانه تحلیل شدند. همچنین جهت بررسی تغییرات CoP در فازهای مختلف،

پرش دفاعی به دو مرحله تقسیم شد: مرحله آمادگی پرش (فرود اولیه پس از پرش اول) و مرحله دفاع اصلی (پرش مجدد و فرود پس از دفاع روی تور). در این مقاله تمرکز اصلی بر مرحله فرود دفاع اصلی است که بیشترین چالش تعادلی را به همراه دارد.

برای تعیین توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده گردید. پس از تأیید نرمال بودن اکثر متغیرها، جهت مقایسه مقادیر CoP بین دو گروه در تکالیف مختلف از تحلیل واریانس استفاده شد. یک طرح آنالیز واریانس سه‌طرفه با عوامل گروه (حرفه‌ای/مبتدی به‌عنوان عامل بین‌گروهی)، نوع تکلیف پرش (۵ وضعیت مختلف دفاع به‌عنوان عامل درون‌گروهی) و جهت حرکت CoP (شامل جهت ML و جهت AP) به کار گرفته شد. در صورت مشاهده اثر معنادار، از آزمون‌های تعقیبی مناسب برای مقایسه زوجی استفاده شد. کلیه تحلیل‌های آماری با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ انجام گرفت و سطح معناداری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

نتایج

اطلاعات دموگرافیک شرکت‌کنندگان دو گروه مبتدی و ماهر در **جدول ۱** نشان داده شده است.

نوسانات قامتی در لحظه فرود

جدول ۲ نتایج مقایسه بین گروهی را نشان داده است. اختلاف بین دو گروه در پرش وسط ($F=5/90$, $p=0/026$) و پرش کوتاه از چپ ($F=10/35$, $p=0/005$) در جهت ML معنی‌دار بودند. نتایج بررسی درون‌گروهی در متغیر نوسانات قامت، در **جدول ۳** مشخص شده است. تحلیل عاملی نشان داد، مقدار نوسانات قامت تحت تأثیر نوع پرش قرار نگرفته است، همچنین علی‌رغم بیشتر بودن نوسانات در گروه ماهر، اختلاف بین دو گروه معنی‌دار نبوده است؛ اما عامل جهت ($F=40/28$, $p=0/000$, $Eta=0/69$) و تعامل بین جهت*نوع پرش ($F=11/76$, $p=0/000$, $Eta=0/39$) معنی‌دار بود که در **شکل ۱** مشاهده می‌گردد. طبق شکل در همه پرش‌ها مقدار نوسانات در جهت ML نسبت به AP بیشتر بود، درحالی‌که در پرش وسط نوسانات در جهت AP نسبت به ML بیشتری بودند.

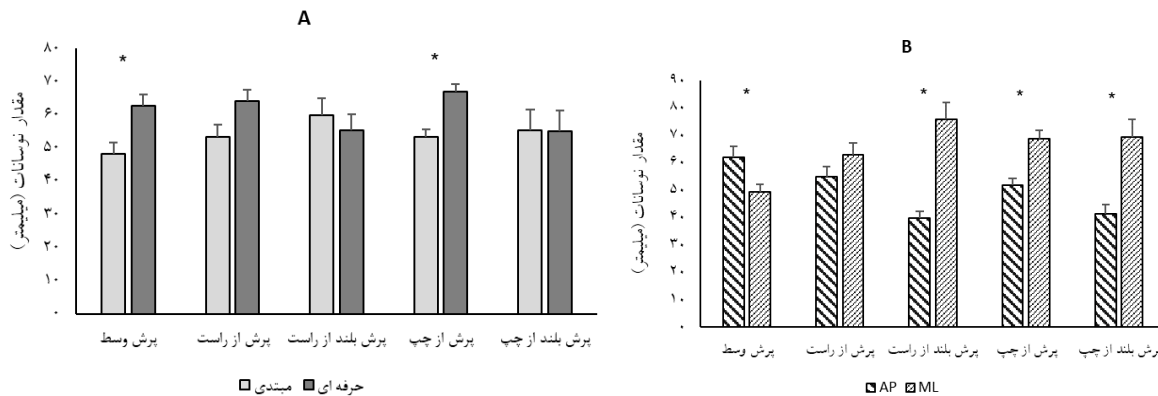
RMS در لحظه فرود

نتایج مقایسه بین گروهی در این متغیر نیز در **جدول ۲** نشان داده است. مقدار RMS بجز در پرش از راست و پرش کوتاه و بلند از چپ در جهت ML، در بقیه وضعیت‌ها در گروه مبتدی به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه ماهر بود. در این متغیر عامل تکلیف ($F=13/01$, $p=0/000$, $Eta=0/78$)، در مقدار RMS تأثیر معنی‌داری داشته است. نتایج مقایسه جفتی نشان داد در تکلیف پرش از راست مقدار RMS به‌طور معنی‌داری کمتر از بقیه پرش‌ها بوده است. همچنین تعامل بین تکلیف و گروه ($F=3/03$, $p=0/003$, $Eta=0/63$) نیز معنی‌دار بود، این نتایج در **شکل ۲.A** نشان داده شده است. طبق نتایج، گروه مبتدی در تمام پرش‌ها دارای RMS بیشتری نسبت به گروه ماهر بود، به غیر از پرش از چپ که RMS در گروه حرفه‌ای بیشتر بود. همچنین عامل جهت ($F=192/28$, $p=0/000$, $Eta=0/91$) و تعامل جهت*نوع پرش ($F=3/97$, $p=0/022$, $Eta=0/51$) نیز معنی‌دار بودند که مقایسه میانگین‌ها نشان داد، در همه تکالیف مقدار RMS در جهت ML بیشتر از AP بود اما در پرش از راست اختلاف بین این دو جهت معنی‌دار نبود.

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد (SD) ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها در گروه‌های مورد مطالعه

Sig.	گروه		متغیرها
	حرفه‌ای	مبتدی	
۰/۱۰۴	۲۵/۴۹ ± ۳/۷۵	۲۴/۵۶ ± ۲/۱۴	سن (سال)
۰/۰۸۳	۸۶/۶۰ ± ۸/۹۹	۸۴/۶۰ ± ۸/۳۰	جرم (کیلوگرم)
۰/۰۹۰	۱/۹۶ ± ۰/۰۶	۱/۹۱ ± ۰/۰۵	قد (متر)
۰/۴۲۷	۲۲/۵۴ ± ۲/۱۰	۲۳/۳۲ ± ۲/۱۹	BMI

نکته اختصارات: SD: انحراف استاندارد. BMI (Body Mass Index): نسبت وزن بر قد به توان ۲.



شکل ۱. A: تعامل بین گروه تکلیف و B: تعامل بین جهت*نوع پرش در مقدار نوسانات

جدول ۲. نتایج مقایسه بین دو گروه مبتدی و حرفه‌ای در مقدار نوسانات پرش‌های مختلف روی تور، میانگین (انحراف استاندارد)

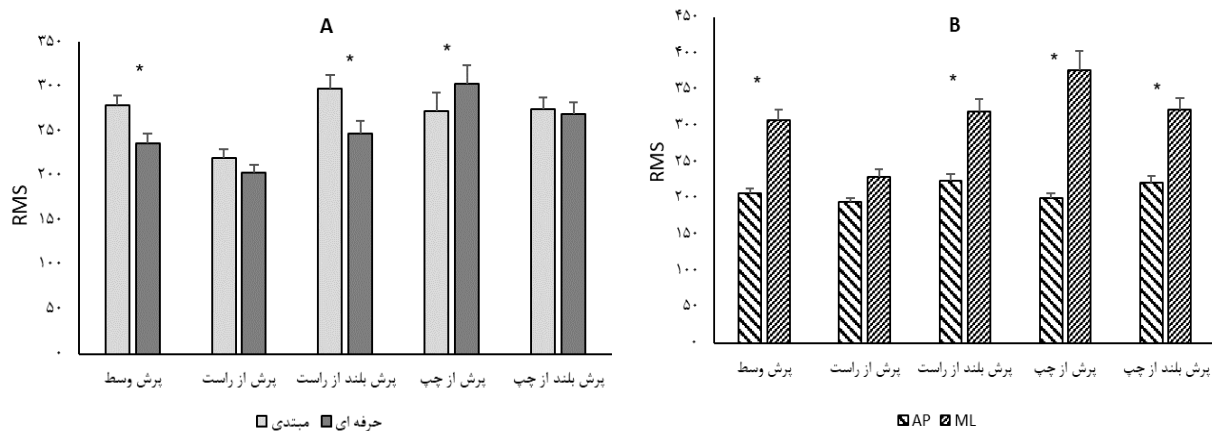
سرعت		RMS		نوسانات قامتی		جهت	نوع پرش
P	گروه حرفه‌ای	گروه مبتدی	P	گروه حرفه‌ای	گروه مبتدی	P	گروه حرفه‌ای
۰/۳۱۵	۱/۱۱ (۰/۳۷)	۰/۹۶ (۰/۳۶)	۰/۰۲۰	۱۸۹/۳۱ (۲۴/۴۸)	۲۲۳/۳۰ (۳۴/۳۲)	۰/۰۳۲	۶۹/۷۲ (۱۳/۶۶)
۰/۸۰۳	۱/۱۵ (۰/۲۵)	۱/۱۱ (۰/۳۸)	۰/۰۴۳	۲۸۲/۴۲ (۵۹/۱۲)	۳۳۴/۱۵ (۷۰/۹۰)	۰/۰۲۶	۵۵/۷۳ (۹/۶۸)
۰/۰۹۱	۱/۴۲ (۰/۳۷)	۱/۱۸ (۰/۳۳)	۰/۵۵۸	۱۹۰/۹۲ (۲۴/۹۳)	۱۹۸/۳۶ (۳۰/۵۱)	۰/۱۵۵	۶۰/۲۱ (۱۵/۶۴)
۰/۸۹۳	۱/۳۶ (۰/۳۲)	۱/۳۳ (۰/۵۶)	۰/۲۷۱	۲۱۵/۷۴ (۶۱/۶۱)	۲۴۱/۸۹ (۳۸/۸۴)	۰/۲۳۴	۶۸/۲۱ (۱۸/۴۰)
۰/۶۶۰	۱/۳۲ (۰/۳۲)	۱/۲۵ (۰/۳۶)	۰/۰۳۷	۲۰۴/۱۲ (۴۲/۴۳)	۲۴۵/۱۴ (۳۹/۱۶)	۰/۳۹۲	۴۱/۹۲ (۸/۳۳)
۰/۹۳۶	۱/۴۶ (۰/۳۶)	۱/۴۴ (۰/۴۰)	۰/۰۳۴	۲۸۹/۵۱ (۷۵/۹۷)	۳۵۰/۷۲ (۷۳/۹۰)	۰/۲۶۱	۶۸/۸۳ (۱۹/۵۸)
۰/۵۰۳	۱/۴۲ (۰/۳۶)	۱/۳۰ (۰/۴۵)	۰/۰۳۰	۱۸۴/۲۳ (۱۷/۳۳)	۲۱۶/۵۹ (۳۹/۶۷)	۰/۱۵۵	۵۵/۶۸ (۹/۳۸)
۰/۱۹۸	۱/۳۷ (۰/۲۵)	۱/۲۱ (۰/۳۹)	۰/۰۹۴	۴۲۳/۱۲ (۱۳۴/۷۰)	۳۳۹/۵۰ (۱۱۱/۸۵)	۰/۰۰۵	۷۸/۳۴ (۱۷/۶۰)
۰/۲۹۱	۱/۴۱ (۰/۲۵)	۱/۲۶ (۰/۳۳)	۰/۰۴۳	۲۰۴/۸۲ (۲۷/۲۲)	۲۳۸/۶۳ (۴۹/۰۸)	۰/۵۵۷	۴۳/۳۵ (۱۹/۲۲)
۰/۶۶۲	۱/۷۰ (۰/۵۱)	۱/۶۰ (۰/۴۳)	۰/۴۷۷	۳۳۳/۶۰ (۶۳/۱۵)	۳۱۰/۶۴ (۷۷/۴۸)	۰/۷۲۳	۶۷/۰۲ (۳۱/۰۰)

جدول ۳. نتایج تحلیل عاملی متغیرها

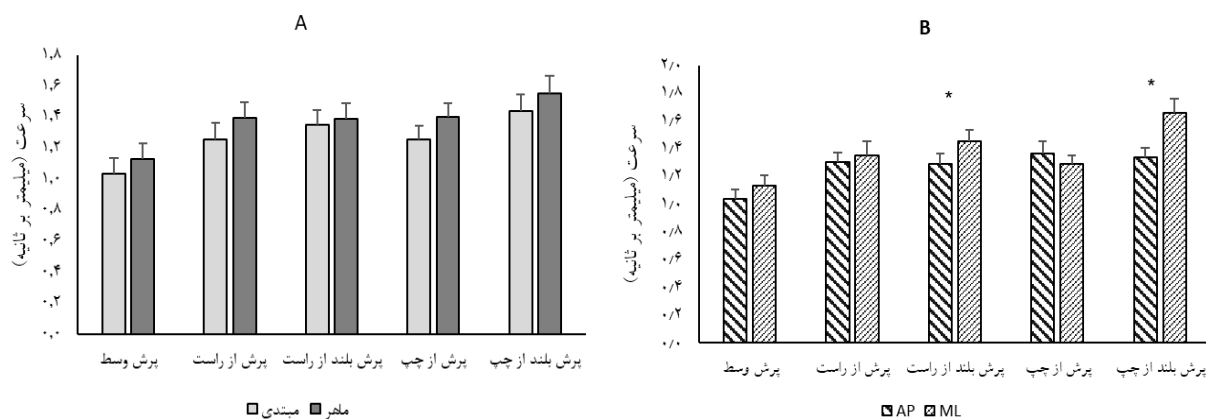
سرعت		RMS		نوسانات قامت		عامل‌ها
F	P.value	F	P.value	F	P.value	
۶/۳۵	۰/۰۰۳	۱۳/۰۱	۰/۰۰۰	۰/۶۳۹	۰/۶۵۰	نوع پرش
۰/۲۴۴	۰/۹۱	۶/۵۰	۰/۰۰۳	۱/۸۰	۰/۱۸۲	نوع پرش* گروه
۹/۶۸	۰/۰۰۶	۱۹۲/۲۸	۰/۰۰۰	۴۰/۲۸	۰/۰۰۰	جهت
۱/۲۴	۰/۲۸۰	۲/۹۶	۰/۱۰۲	۰/۵۹۶	۰/۴۵۰	جهت* گروه
۳/۳۰	۰/۰۴	۳/۹۷	۰/۰۲۲	۱۱/۷۶	۰/۰۰۰	نوع پرش* جهت
۱/۱۷	۰/۲۹۳	۲/۴۵	۰/۱۳۵	۳/۷۰	۰/۰۹۱	گروه

سرعت حرکات CoP در لحظه فرود

نتایج مقایسه درون گروهی نشان داد، سرعت حرکات مرکز فشار، بین دو گروه اختلاف معنی داری ندارد (شکل ۳.A). طبق نتایج تحلیل عاملی، عامل تکلیف ($F=۶/۳۵$ ، $p=۰/۰۰۳$ ، $Eta=۰/۶۳$) و عامل جهت ($F=۹/۶۸$ ، $p=۰/۰۰۶$ ، $Eta=۰/۳۵$) در سرعت حرکات CoP تأثیر معنی داری داشته است. مقایسه جفتی نشان داد سرعت CoP در لحظه فرود در پرش وسط نسبت به پرش بلند از راست و چپ و پرش کوتاه از چپ به طور معنی داری کمتر بوده است. همچنین سرعت در جهت ML نسبت به جهت AP به طور معنی داری بیشتر بود (شکل ۳.B). با توجه به تعامل معنی دار بین نوع پرش*جهت ($F=۳/۳۰$ ، $p=۰/۰۴۰$ ، $Eta=۰/۴۷$) و مقایسه میانگین ها، این نتایج در پرش از چپ معکوس بود، یعنی در جهت AP بیشتر از ML و در پرش از راست نیز اختلاف بین جهت ها معنی دار نبود.



شکل ۲. A: تعامل بین گروه*تکلیف و B: تعامل بین جهت*نوع پرش در RMS



شکل ۳. A: تعامل بین گروه*تکلیف و B: تعامل بین جهت*نوع پرش در سرعت

بحث

هدف پژوهش حاضر ارزیابی الگوی حرکات CoP حین فرود پس از دفاع روی تور در والیبالیست‌های حرفه‌ای و مقایسه با والیبالیست‌های مبتدی بود. طبق نتایج بازیکنان مبتدی حین فرود بعد از دفاع روی تور نسبت به همتایان حرفه‌ای خود، در برخی تکالیف مورد ارزیابی به‌طور معنی‌داری نوسانات قامتی کمتری داشتند، اما مقدار RMS بزرگ‌تری را نشان دادند. طبق نتایج نوسانات CoP حین فرود پس از دفاع در گروه حرفه‌ای نسبت به گروه مبتدی بزرگ‌تر بود. این اختلاف در پرش وسط و پرش از چپ معنی‌دار بود. طبق نظریه کنترل درجات آزادی برنشتاین، افراد مبتدی در مواجهه با چالش‌های جدید حرکتی، درجات آزادی مفصلی خود را کاهش می‌دهند (منجمد کردن درجات آزادی)، درحالی‌که ورزشکاران باتجربه با بهره‌برداری بهتر از درجات آزادی، نوسانات بیشتری را به‌عنوان راهبردی برای کنترل پویای قامت و واکنش‌های اصلاحی مؤثرتر نشان می‌دهند (۱۵، ۱۶). پژوهش‌های قبلی نیز از این نتیجه حمایت کرده‌اند؛ برای مثال، کابالرو^۱ و همکاران (۲۰۲۰) گزارش کردند که ورزشکاران حرفه‌ای، برخلاف مبتدی‌ها، از طیف گسترده‌تری از حرکات مفصلی برای تنظیم تعادل خود بهره می‌برند و در نتیجه میزان نوسانات تعادلی آن‌ها افزایش می‌یابد (۱۷). همچنین، مطالعه کارپنتر^۲ و همکاران (۲۰۱۰) نشان داد افزایش نوسانات CoP در شرایط پویا می‌تواند به‌عنوان یک مکانیسم تطابقی برای دریافت بهتر اطلاعات حسی و در نتیجه بهبود کنترل قامت تفسیر شود (۱۸)؛ بنابراین، نوسانات بیشتر در والیبالیست‌های حرفه‌ای، به‌خصوص با توجه به ارتفاع بیشتر پرش آن‌ها، نه‌تنها ضعف نیست بلکه بیانگر راهبرد کنترل پویای پیشرفته‌تر است. ارتفاع پرش بیشتر در افراد حرفه‌ای نیز به‌طور منطقی می‌تواند منجر به نوسانات قامتی بیشتری حین فرود گردد، چراکه کنترل قامت از ارتفاع بالاتر نیازمند دامنه‌ی وسیع‌تری از حرکات اصلاحی است (۱۹).

نتایج این پژوهش نشان داد اختلاف بین گروهی در اکثر تکالیف در متغیر RMS معنی‌دار می‌باشد. طبق این یافته‌ها مقدار RMS در گروه مبتدی نسبت به والیبالیست‌های حرفه‌ای به‌طور معنی‌داری بیشتر می‌باشد. RMS نشان‌دهنده میزان پراکندگی و تغییرپذیری حرکات CoP می‌باشد. افزایش تغییرپذیری لزوماً به معنای راه‌حل‌های ضعیف در کنترل حرکتی نیست؛ مطالعات گذشته نشان داده‌اند، افراد برای سازگاری با محدودیت‌های محیطی و اجرای موفق حرکت‌ها، به مقداری از تغییرپذیری نیاز دارند. لپسیتز^۳ و همکاران (۱۹۹۹) و استرگیو^۴ و همکاران (۲۰۱۱ و ۲۰۱۳) پیشنهاد دادند که میزان بی‌نظمی و تغییرپذیری، الگوی U شکلی دارد؛ به این معنا که با کاهش شدید این مقادیر، حرکت‌ها کاملاً قابل پیش‌بینی می‌شوند و فرد توانایی اندکی برای سازگاری با تغییرات محیطی دارد. در مقابل، با افزایش بیش‌ازحد پیچیدگی، فرد حساسیت بیشتری نسبت به تغییرات جزئی محیطی پیدا می‌کند؛ بنابراین، اگر مقدار تغییرپذیری در حد متوسط و متناسب با ویژگی‌های فردی باشد، توانایی سازگاری فرد با اختلالات محیطی بیشتر خواهد بود (۲۰-۲۲)؛ اما با توجه به نتایج پژوهش حاضر والیبالیست‌های حرفه‌ای دارای تغییرپذیری کمتر اما نوسانات قامتی بیشتری حین فرود بودند که می‌تواند نشان‌دهنده ثبات قامت و تعامل‌پذیری مناسب این افراد باشد. نتایج مطالعات همسو نشان داده‌اند در ورزشکاران باتجربه مقدار آنتروپی یا بی‌نظمی به‌طور معنی‌داری کمتر از افراد مبتدی می‌باشد که نشان‌دهنده توانایی کنترل قامت بهتر و همچنین تخمین دقیق‌تر موقعیت فضایی در آن‌ها است (۲۳). همچنین بر اساس نظر کارپنتر^۲ و همکاران (۱۸) افزایش نوسانات قامتی بخشی از راهبرد ادراک-عمل است که به فرد امکان می‌دهد موقعیت بدن را نسبت به محدوده سطح اتکا و کیفیت و حجم اطلاعات حسی

1. Caballero
2. Carpenter
3. Lipsitz
4. Stergiou

را تخمین و تنظیم کند. به طور خاص، در شرایط پویاتر، گیرنده‌های حسی متنوع‌تری تحریک می‌شوند و این امر موجب یکپارچه‌سازی بهتر اطلاعات آوران قابل اعتماد می‌گردد. هرچند در اکثر تکالیف بین نوسانات قامتی اختلاف معنی‌دار نبود، بنابراین با نوسانات قامتی مشابه، گروه مبتدی تغییرپذیری بیشتری را نشان داده بودند. این امر می‌تواند ناشی از ضعف در به‌کارگیری استراتژی‌های بهینه و پایدار برای کنترل قامت باشد (۱۷).

در تمام متغیرها، عامل جهت تأثیر معنی‌داری را نشان داده بود که با توجه به میانگین‌ها، مقدار نوسانات در جهت ML بزرگ‌تر از AP بود، با توجه به تعامل معنی‌دار جهت و تکلیف، مشخص گردید در پرش وسط برخلاف سایر تکالیف مقدار نوسانات در جهت AP بیشتر ML بود. یکی از علل این نتایج ممکن است جهت پرش باشد، در پرش از وسط، والیبالیست‌ها اقدام به جهش کرده درحالی‌که در سایر پرش‌ها والیبالیست‌ها می‌بایست از جهت‌های جانبی پرش و فرود را انجام می‌دادند، بنابراین نوسانات در جهت میانی-جانبی افزایش می‌یابد. این یافته تا حد زیادی همسو با نتایج ویکستروم (۲۰۰۸) است که نشان دادند پرش‌های جانبی و مورب نسبت به پرش‌های مستقیم رو به جلو منجر به افزایش معنادار شاخص‌های پایداری در صفحه ML می‌شوند. علت این تفاوت‌ها احتمالاً ناشی از جهت شتاب بدن در حین پرش و فرود است. در پرش رو به جلو، حرکت غالب در صفحه ساجیتال (AP) اتفاق می‌افتد و نوسانات در این جهت بیشتر می‌شود، درحالی‌که در پرش‌های جانبی، شتاب و جابجایی بدن در صفحه فرونتال (ML) افزایش می‌یابد و نوسانات بیشتری در این جهت رخ می‌دهد (۱۹). با توجه به این نتایج می‌توان بیان کرد که تغییر در جهت فرود بر کنترل تعادل دینامیکی ورزشکاران اثرگذار است و تمرینات تعادلی و مهارت فرود در جهات مختلف می‌تواند به بهبود کنترل قامت و کاهش ریسک آسیب کمک کند (۱۹). به‌طور کلی، نتایج مطالعه حاضر ضمن همسویی با مطالعات گذشته، تأکید می‌کنند که جهت پرش می‌تواند بر استراتژی کنترل قامت ورزشکاران مؤثر باشد، بنابراین برنامه‌های تمرینی برای والیبالیست‌ها باید شامل تمرینات متنوع فرود در جهت‌های مختلف باشد.

از محدودیت‌های این پژوهش نخست آنکه فقط والیبالیست‌های مرد در این مطالعه بررسی شدند؛ بنابراین، تعمیم نتایج به والیبالیست‌های زن یا بازیکنانی با سطوح فعالیت متفاوت نیازمند احتیاط است. همچنین به علت انجام آزمودن‌ها در شرایط کنترل شده آزمایشگاهی، نتایج ممکن است به‌طور کامل نشان‌دهنده عملکرد واقعی والیبالیست‌ها در محیط مسابقه نباشد؛ بنابراین، توصیه می‌شود در پژوهش‌های آتی، این عوامل مورد توجه قرار گیرند.

نتیجه‌گیری نهایی

پژوهش حاضر نشان داد والیبالیست‌های حرفه‌ای نسبت به بازیکنان مبتدی دارای نوسانات قامتی بیشتر اما تغییرپذیری کمتری در حرکات CoP حین فرود پس از دفاع روی تور هستند. این یافته‌ها بیانگر آن است که ورزشکاران حرفه‌ای به دلیل تجربه بیشتر و توانایی پیشرفته‌تر کنترل عصبی-عضلانی، قادرند از دامنه وسیع‌تر حرکتی برای تنظیم و اصلاح مؤثر تعادل استفاده کنند، درحالی‌که تغییرپذیری کمتر در حرکات CoP، نشانگر ثبات قامت بهتر و استفاده بهینه‌تر از استراتژی‌های تعادلی است. همچنین یکی از مهم‌ترین نتایج این پژوهش، تأثیر جهت پرش بر تغییر استراتژی کنترل قامت در ورزشکاران می‌باشد؛ بنابراین، یافته‌های این مطالعه بر اهمیت تمرینات هدفمند جهت ارتقاء کنترل پویای قامت در والیبالیست‌های مبتدی تأکید دارد تا با بهبود تعامل بین درجات آزادی مفصلی، عملکرد حرکتی آن‌ها بهبود یافته و ریسک آسیب‌های مرتبط با فرود کاهش یابد.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

تمامی اصول اخلاقی در این پژوهش رعایت شده است. همه شرکت‌کنندگان با رضایت کامل در مطالعه شرکت کردند و به آن‌ها اطمینان داده شد که تمام اطلاعات مربوط به آن‌ها محرمانه باقی خواهد ماند.

حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه کمک مالی از سازمان‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در طراحی، اجرا و نگارش همه بخش‌های پژوهش حاضر مشارکت داشته‌اند.

تعارض

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

Reference

1. Azadian E, Eftekhari N, Mohammad Zaheri R. The Evaluation of Changes in the Center of Pressure in Different Types of Defense on the Professional Volleyball Players. *Journal of Sport Biomechanics*. 2022;8(3):266-78. [DOI:10.61186/JSportBiomech.8.3.266]
2. Sepasgozar Sarkhosh S, Khanmohammadi R, Shiravi Z. Comparison of the effects of exergaming and balance training on dynamic postural stability during jump-landing in recreational athletes with chronic ankle instability. *PloS one*. 2024;19(12):e0314686. [DOI:10.1371/journal.pone.0314686] [PMID]
3. Chandran A, Morris SN, Lempke LB, Boltz AJ, Robison HJ, Collins CL. Epidemiology of injuries in National Collegiate Athletic Association women's volleyball: 2014-2015 through 2018-2019. *Journal of athletic training*. 2021;56(7):666-73. [DOI:10.4085/1062-6050-546-20]
4. Cassell E. Spiking injuries out of volleyball: A review of injury countermeasures: Citeseer; 2001.
5. Mohammad Zaheri R, Majlesi M, Fatahi A. Assessing the Effects of Fatigue on Ground Reaction Force Variations during Landing after a Spike in Professional Volleyball Players. *Journal of Sport Biomechanics*. 2024;10(1):54-68. [DOI:10.61186/JSportBiomech.10.1.54]
6. Gupta D, Jensen JL, Abraham LD. Biomechanics of hang-time in volleyball spike jumps. *Journal of Biomechanics*. 2021;121:110380. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2021.110380] [PMID]

7. Zaheri RM, Majlesi M, Azadian E, Fatahi A. Kinematic and kinetic evaluation of jump-landing task in volleyball defense: implications for acl injury risk assessment. *Kinesiology Slovenica*. 2022;28(1):141-55. [DOI:10.52165/kinsi.28.1.141-155]
8. Wang J, Qin Z, Zhang Q, Wang J. Lower limb dynamic balance, strength, explosive power, agility, and injuries in volleyball players. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2025;20(1):211. [DOI:10.1186/s13018-025-05566-w] [PMID]
9. Zemková E, Kováčiková Z. Sport-specific training induced adaptations in postural control and their relationship with athletic performance. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2023;16:1007804. [DOI:10.3389/fnhum.2022.1007804] [PMID]
10. Ko JH, Han DW, Newell KM. Skill level constrains the coordination of posture and upper-limb movement in a pistol-aiming task. *Human movement science*. 2017;55:255-63. [DOI:10.1016/j.humov.2017.08.017] [PMID]
11. Borzucka D, Kręcis K, Rektor Z, Kuczyński M. Postural control in top-level female volleyball players. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*. 2020;12:1-6. [DOI:10.1186/s13102-020-00213-9] [PMID]
12. Kawakami Y, Yonetani Y, Takao R, Ogasawara I, Mae T, Nakata K, et al. Reproducibility of dynamic body balance measurement by center of foot pressure analysis immediately after single-leg hop landing. *The Kurume Medical Journal*. 2016;62(3.4):41-6. [DOI:10.2739/kurumemedj.MS65012] [PMID]
13. Iandolo R, Bellini A, Saiote C, Marre I, Bommarito G, Oesingmann N, et al. Neural correlates of lower limbs proprioception: An fMRI study of foot position matching. *Human brain mapping*. 2018;39(5):1929-44. [DOI:10.1002/hbm.23972] [PMID]
14. Alavi Mehr SM, Jafarnezhadgero A, Majlesi M. The Immediate Effect of Medical Insole on Loading Rate, Impulse, and Free Moment in Male Children with Flat Foot: A clinical trial. *Journal of Rafsanjan University of Medical Sciences*. 2018;17(1):27-38.
15. Bernstein N. The co-ordination and regulation of movements. PergamonPress Ltd. 1967.
16. Davids K, Bennett S, Newell KM. Movement system variability: Human kinetics; 2006. [DOI:10.5040/9781492596851]
17. Caballero C, Barbado D, Urbán T, García-Herrero JA, Moreno FJ. Functional variability in team-handball players during balance is revealed by non-linear measures and is related to age and expertise level. *Entropy*. 2020;22(8):822. [DOI:10.3390/e22080822] [PMID]
18. Carpenter M, Murnaghan C, Inglis J. Shifting the balance: evidence of an exploratory role for postural sway. *Neuroscience*. 2010;171(1):196-204. [DOI:10.1016/j.neuroscience.2010.08.030] [PMID]
19. Wikstrom EA, Tillman MD, Schenker SM, Borsa PA. Jump-landing direction influences dynamic postural stability scores. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2008;11(2):106-11. [DOI:10.1016/j.jsams.2007.02.014] [PMID]
20. Stergiou N, Decker LM. Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection? *Human movement science*. 2011;30(5):869-88. [DOI:10.1016/j.humov.2011.06.002] [PMID]
21. Lipsitz LA, Goldberger AL. Loss of complexity and aging: potential applications of fractals and chaos theory to senescence. *Jama*. 1992;267(13):1806-9. [DOI:10.1001/jama.1992.03480130122036]

22. Stergiou N, Yu Y, Kyvelidou A. A perspective on human movement variability with applications in infancy motor development. *Kinesiology Review*. 2013;2(1):93-102. [DOI:10.1123/krj.2.1.93]
23. Akbaş A, Marszałek W, Drozd S, Czarny W, Król P, Warchoł K, et al. The effect of expertise on postural control in elite sport ju-jitsu athletes. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*. 2022;14(1):86. [DOI:10.1186/s13102-022-00477-3] [PMID]