

## Research Paper

## Comparing the Pattern of Lower Limb Joints Coordination in an Optional and Selective Sprint Start of Elite Women Runners

Zahra Bahadori<sup>1\*</sup>, Moein Koohestani<sup>1</sup>, Heydar Sadeghi<sup>2</sup>

1. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

2. Department of Sports Biomechanics, Institute of Motor Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.



**Citation:** Bahadori Z, Koohestani M, Sadeghi H. [Investigating and Comparing the Pattern of Lower Limb Joints Coordination in an Optional and Selective Sprint Start of Elite Women Runners (Persian)]. Journal of Sport Biomechanics. 2021; 6(4):276-289. <https://doi.org/10.32598/biomechanics.6.3.6>

**doi** <https://doi.org/10.32598/biomechanics.6.3.6>



## Article Info:

Received: 16 Nov 2020

Accepted: 21 Nov 2020

Available Online: 01 Mar 2021

## Keywords:

Sprint start, Lower limbs coordination, Continuous relative phase, Elite runner

## ABSTRACT

**Objective** The sprint start is a complex skill characterized by a multi-joint and multi-plane task requiring complex muscle coordination to reach a large force exerted in the horizontal direction in a short time. Previous studies indicated that efficient acceleration over the first portion of a race is influenced by how a sprinter is positioned in the set command blocks.

**Methods** A total of 15 elite women runners participated in this study. The subjects performed three optional, and five selected sprint starts with 2-minute intervals. The Noraxon-MyoMotion device collected the kinematic data, and a continuous relative phase method was used to calculate the joint coordination pattern.

**Results** The pattern of coordination between the lower limb joints were divided into 10 phases. There were differences between the two types of starters in the initial phases, but no difference was noticed from the fourth phase.

**Conclusion** Indeed, there was irregularity in the early phases of the selected start type, while in the following phases, the coordination pattern coincided, and it seems that if this process does not affect the speed and acceleration of the athlete, it can be cautiously noted that sitting in any way in the start technique will ultimately create common coordination in the joints.

## Extended Abstract

## 1. Introduction

**S**print running is an integral part of most sports [1]. A quick start is an important skill for the runner to have a maximum performance during the race. The initial phase is a complex skill that requires complex muscular coordination with several joints and in different movement planes to reach a large forward force in the shortest time

[2]. Achieving adequate acceleration in the first part of a sprint is influenced by how the runner is positioned on the blocks and the mechanism of detachment from the block at the moment of gunshot [3]. The kinetic and kinematic patterns of elite athletes in the start and acceleration phases have received much attention in recent studies [4-6].

These studies' results show an essential component of the starting technique is the geometry and the body's position when sitting in the starting position including the block's position, the center of mass, and the body's

## \* Corresponding Author:

Zahra Bahadori, MA.

Address: Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

Tel: +98 (935) 6403920

E-mail: zh.bahadori1991@gmail.com

angle. The optimal angle of the front and back legs in the posture position is the primary determinant of body shape to achieve a fast horizontal speed at the moment of detachment [8, 7]. However, accurate information about the initial phase and the first steps of running can be important for coaches to improve and develop their understanding of these two stages' movements. This study aimed to compare the lower limb kinematic parameters of elite female runners in two different types of starts. This analysis shows the coordination between the joints of the limb in the start phase.

## 2. Method

This study's statistical population was women runners, 15 to 25 years old in Tehran city. From the statistical population, 15 people were participated by random sampling available method with a Mean±SD age of 3.57±17.93 years, Mean±SD weight 5±66.5 kg, Mean±SD height 166.26±4.99 cm, and a 100-meter running record of 13.88±0.33 seconds.

The Noraxon-MyoMotion device made in the USA was used to measure the kinematic variables in the starting skill. Each subject warmed up for 10 minutes, and after placing the sensors, they each made their start, which they do in competitions, 3 times every 2 minutes. Then each subject made a long start 5 times every 2 minutes. The Continuous Relative Phase (CRP) method was used due to the importance of movement speed in starting skills [17-19], in which a phase angle is obtained after obtaining the location of the normalized angle and the normalized angular velocity.

To analyze the start skill data, all coordination data were normalized to 100% (from the first move of the subject to the first step after the start line) [21-23]. The Continuous Relative Phase (CRP) of the hip and knee joint, thigh and ankle, knee and ankle during the start movement was calculated [17-19]. The most common values derived from CRP data include the average over a separate period of the cycle, with angles averaging every 10% of the cycle [12]. The normalized data in this study were also averaged during every 10% of the cycle.

## 3. Results

The lower limb coordination pattern in the subjects was calculated and was drawn in graphs in 100 pieces. Then, for statistical calculations in every 10% of the cycle, averaging was performed, and the parts where the difference between the two starts was significant were listed.

Results in knee-to-ankle coordination pattern: first phase: (P=0.021), second phase: (P=0.03); thigh-to-knee coordination pattern: second phase=(P=0.025), third phase=(P=0.041), fourth phase=(P=0.018), fifth phase=(P=0.01); thigh-back knee coordination pattern: first phase=(P=0.035), second phase=(P=0.012), and third phase=(P=0.008); thigh-to-ankle coordination pattern: ninth phase=(P=0.018); thigh-to-ankle coordination pattern: first phase=(P=0.01), second phase=(P=0.002), and seventh phase=(P=0.06) showed a significant difference and in other cases no significant difference was observed.

## 4. Discussion and Conclusion

This study showed that the initial phases' lower limb coordination pattern was significantly different between the two types of starters, but no difference was noticed from the fourth phase. In general, in coordination diagrams, when CRP is equal to 0 degrees, the movement of the two oscillators is in a phase that is, the two oscillators move in the same direction, and the CRP angle of 180 degrees indicates a completely anti-phase of the two oscillators, they also show an opposite movement oscillator. Each CRP angle between 0 and 180 degrees indicates out-of-phase fluctuations that can be either in-phase or out of phase. Positive CRP values indicate that the distal limb is advanced in phase space, and negative CRP indicates proximal limb proximity. Scott stated that a quick start, higher speed, and long start cause the person to push forward more. Also, the running analysis shows that a long start is associated with longer stride length and high speed, which can be a good start for running [8].

Given that the selected start in this study was long, it can be seen that the difference between the two types of the start may be due to the preference of runners to use a short one. Kinematic variables such as knee angle, ankle angle, and shoulder rotation angle have critical importance in sprinting and have an apparent effect on sprint running performance [24]. In contrast, some researchers did not find significant relationships between knee, pelvic, and ankle angles with start performance in sprinting [25].

Researchers suggested the strongest and fastest runners have a fast speed when leaving the start board due to the acute angle of the lower limb joints in a position on the start board, which allows us to have a broader range of joint extensions [26]. This study's selected start had a 100-degree angle in the back knee, which reduced the thigh angle in both legs due to its position. At first, the difference was only 40%, which could be due to this issue. Hunter et al. [27] stated an excellent start in a sprint can increase the horizon-

tal forces when leaving the starting board and increase the horizontal forces in the following steps.

## **Ethical Considerations**

### **Compliance with ethical guidelines**

This study was approved by the Ethics Committee of the Kinesiology Research Center, Kharazmi University. (Code:1000/1007).

### **Funding**

The article was extracted from the MSc. thesis of the first author, at Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Science, Kharazmi University.

### **Authors' contributions**

All authors equally contributed to preparing this article.

### **Conflicts of interest**

The interest of conflict no declared authors.

## مقایسه الگوی هماهنگی مفاصل اندام تحتانی در استارت دوومیدانی اختیاری و منتخب دوندگان نخبه زن

\* زهرا بهادری<sup>۱</sup>، معین کوهستانی<sup>۱</sup>، حیدر صادقی<sup>۲</sup>

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.  
۲. گروه بیومکانیک ورزشی، پژوهشکده علوم حرکتی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

### حکیده

**هدف:** استارت دوی سرعت، مهارتی پیچیده است که به وسیله کار هماهنگ چند مفصل که در چند صفحه حرکت می‌کنند، توصیف می‌شود و به هماهنگی پیچیده عضلات به منظور رسیدن به یک نیروی افقی در کوتاه‌ترین زمان نیاز دارد. مطالعات گذشته نشان دادند که وضعیت قرارگیری بدن در لحظه استارت بسیار مهم است. هدف از این تحقیق، بررسی الگوی هماهنگی مفاصل اندام تحتانی دوندگان نخبه زن در استارت دوی سرعت بود.

**روش‌ها:** تعداد پانزده دوومیدانی کار زن نخبه در این تحقیق شرکت کردند. آزمودنی‌ها سه‌بار استارت اختیاری و پنج‌بار استارت منتخب را به فاصله هر دو دقیقه انجام دادند. داده‌های کینماتیک به وسیله دستگاه Noraxon-MyoMotion در حرکت استارت جمع‌آوری شد. برای محاسبه الگوی هماهنگی مفاصل از روش فاز نسبی پیوسته استفاده شد.

**یافته‌ها:** الگوی هماهنگی بین مفاصل اندام تحتانی به ده فاز تقسیم شد که در فازهای ابتدایی بین دو نوع استارت تفاوت وجود داشت و از فاز چهارم به بعد اختلافی مشاهده نشد و الگوی دو مفصل در دو نوع استارت شبیه به هم بودند.

**نتیجه‌گیری:** در واقع بی‌نظمی بیشتری در فازهای ابتدایی استارت منتخب مشاهده شد، در حالی که در ادامه نمودارهای هماهنگی منطبق بر هم پیش رفتند و به نظر می‌رسد در صورتی که این روند تأثیری در متغیرهای سرعت و شتاب ورزشکار ایجاد نکند، با احتیاط می‌توان گفت که نشستن به هر صورتی در تکنیک استارت، نهایتاً باعث ایجاد یک هماهنگی مشترک می‌شود و تأثیری در ادامه حرکت نخواهد داشت.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۲۶ آبان ۱۳۹۹

تاریخ پذیرش: ۰۱ آذر ۱۳۹۹

تاریخ انتشار: ۱۱ اسفند ۱۳۹۹

### کلیدواژه‌ها:

استارت دوومیدانی، الگوی هماهنگی مفاصل، فاز نسبی پیوسته، اندام تحتانی، ورزشکار نخبه

### مقدمه

دوی سرعت جزء جدایی‌ناپذیر بیشتر حرکات ورزشی است [۱]. استارت سریع، یک مهارت مهم برای دونده است تا بتواند حداکثر عملکرد را در طول مسابقه داشته باشد. فاز استارت یک مهارت پیچیده است که توسط چند مفصل و در صفحه‌های حرکتی مختلف نیاز به هماهنگی پیچیده عضلانی دارد تا بتواند به یک نیروی بزرگ رو به جلو در کوتاه‌ترین زمان برسد [۲].

کسب شتاب مؤثر در بخش اول مسابقه دوی سرعت تحت تأثیر نحوه قرارگیری دونده روی بلوک‌ها و مکانیک جدا شدن از بلوک در لحظه شنیده شدن صدای تفنگ است [۳]. الگوهای کینماتیکی و کینماتیکی ورزشکاران نخبه در مرحله فاز استارت و شتاب، در مطالعات اخیر بسیار مورد توجه قرار گرفته‌اند [۴-۶].

نتایج این مطالعات نشان می‌دهد که یک جزء ضروری از تکنیک استارت، هندسه و وضعیت بدن هنگام نشستن در وضعیت استارت است، که شامل موقعیت بلوک، وضعیت مرکز جرم و زاویه بدن است. زاویه مطلوب پای جلو و عقب در وضعیت قرارگیری، تعیین‌کننده اصلی شکل بدن برای رسیدن به سرعت افقی بیشتر در لحظه جدا شدن است [۷، ۸].

در حرکات انسان، درجات آزادی در بدن از طریق هماهنگی عضلات در یک یا چند مفاصل کاهش می‌یابد و این هماهنگی به تدریج با بلوغ و یادگیری مهارت تغییر می‌کند [۹]. برنشتاین [۱۰] اظهار داشت که به علت تعداد درجات آزادی اضافی بدن انسان، هیچ حرکتی نمی‌تواند به طور کامل عیناً تکرار شود. در مورد این تغییرپذیری ذاتی در پیشینه تحقیقات بیومکانیک و کنترل حرکت متفاوت بحث شده است. رویکردهای تجزیه و تحلیل

\* نویسنده مسئول:

زهرا بهادری

نشانی: تهران، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی.

تلفن: ۰۳۹۲۰۶۴۰ (۹۳۵) ۹۸+

پست الکترونیکی: zh.bahadori1991@gmail.com

حرکتی مرسوم اغلب تغییرپذیری حرکتی درون فرد را نادیده می‌گیرند و آن را به عنوان یک نویز بیولوژیکی در سیستم حرکت انسان قلمداد می‌کنند. تئوری سیستم دینامیکی تغییرپذیری درون فردی را به عنوان اطلاعات مهمی در مورد پایداری بردار حالت سیستم در نظر می‌گیرد [۱۲، ۱۱].

تلسز و دولیتل [۳] گزارش دادند که زمان جدایی از بلوک‌های استارت، تقریباً ۵ درصد کل زمان مسابقه دوی ۱۰۰ متر را تشکیل می‌دهد. هرچند، یک استارت خوب، صرفاً به دلیل کاهش زمان جدایی از بلوک به یک مسابقه کمک نمی‌کند. اگر چه بسیاری از مربیان موافق‌اند که یک استارت خوب در برنده شدن مسابقات دوی سرعت ضروری است، اما مسئله اینجاست که چه متغیرهای بیومکانیکی در تکنیک استارت نقش دارند و کدام یک از این‌ها باید اصلاح شود تا شاهد بهبود عملکرد دوندگان باشیم.

با وجود این، اطلاعات دقیق در مورد مرحله استارت و همین‌طور گام‌های اول دویدن می‌تواند برای مربیان مهم باشد تا با درک بهتری از حرکات در این دو مرحله، آنها را بهبود بخشیده و توسعه دهند. هدف از این مطالعه مقایسه پارامترهای کینماتیکی اندام تحتانی دوندگان نخبه زن در دو نوع استارت متفاوت است. این تجزیه و تحلیل، هماهنگی بین مفصل‌های اندام تحتانی را در فاز استارت نشان می‌دهد.

## روش‌شناسی

جامعه آماری این تحقیق بانوان دوومیدانی کار ۱۵ تا ۲۵ ساله شهر تهران که بالای دو سال سابقه فعالیت در رشته دوومیدانی داشته و حدود ۳۰ نفر هستند. از درون جامعه آماری ۱۵ نفر با روش نمونه‌گیری تصادفی در دسترس با سن  $17/93 \pm 2/57$  سال، وزن  $66/5 \pm 5$  کیلوگرم، قد  $166/26 \pm 4/99$  سانتی‌متر و رکورد دوی ۱۰۰ متر  $13/88 \pm 0/33$  ثانیه، به عنوان نمونه آماری در این تحقیق شرکت کردند.

حداقل تعداد نمونه با استفاده از نرم‌افزار G\*POWER و مبتنی بر آزمون تی زوجی دوطرفه با توان آزمون ۰/۸، آلفای ۰/۰۵ و اندازه اثر ۰/۸ تعداد ۱۵ نفر به دست آمد (پیوست شماره ۱). برای اندازه‌گیری متغیرهای کینماتیکی در مهارت استارت از دستگاه Noraxon-MyoMotion ساخت کشور آمریکا استفاده شد. سیستم تجزیه و تحلیل MyoMotion شامل مجموعه‌ای از سنسورها (یک تا شانزده) است که با استفاده از فناوری سنسور اینرسی عمل می‌کند [۱۳].

داده‌های جمع‌آوری شده توسط دستگاه MyoMotion نیز به طور خودکار به وسیله خود دستگاه فیلتر می‌شوند [۱۴]. پس از شرح کامل آزمون فرم رضایت‌نامه و اطلاعات فردی در اختیار آزمودنی‌ها قرار گرفت. سپس سنسورها روی پا، ساق، ران و استخوان خاجی و پشت برای اندازه‌گیری زوایای مفاصل اندام

تحتانی چسبانده شد [۱۵]. فرکانس دستگاه برای ضبط حرکات روی ۲۰۰ هرتز تنظیم شد. هر آزمودنی به مدت ده دقیقه به گرم کردن پرداخت و پس از قرار دادن سنسورها، هر یک استارت مخصوص به خود را که در مسابقات انجام می‌دهد، سه‌بار به فاصله هر دو دقیقه انجام داد. سپس هر آزمودنی استارت بلند را به شیوه‌ای که در زیر شرح داده می‌شود، پنج‌بار به فاصله هر دو دقیقه انجام داد.

فاصله بلوک جلو تا عقب ۴۵ درصد طول پا و فاصله بین بلوک جلو تا خط شروع ۶۰ درصد طول پا (فاصله بین تروکانتر بزرگ تا قوزک خارجی به عنوان طول پا در نظر گرفته شد)، زاویه دست‌ها با زمین ۹۰ درجه (به طوری که در حالت عادی قسمت قدامی شانه کاملاً بالای انگشت شست قرار گیرد و یا در وضعیت خم زیر بغل خلفی کاملاً در بالای انگشت شست قرار بگیرد) و همچنین زاویه زانوی پای جلو ۱۰۰ درجه، انحراف بلوک جلو ۳۰ درجه و بلوک عقب ۷۰ درجه تنظیم شد. این استارت مدلی برای به حداکثر رساندن سرعت است که اسکات و کنوتزن [۸] و هارلند و استیل [۱۶] آن را پیشنهاد دادند.

برای به دست آوردن هماهنگی در ادبیات پژوهشی از روش‌های مختلفی همچون وکتور کدینگ، فاز نسبی گسسته و فاز نسبی پیوسته استفاده شده است. علی‌رغم اینکه سرعت حرکت، عامل مهمی در تجزیه و تحلیل مکانیک حرکت است، تنها در روش فاز نسبی پیوسته از سرعت اندام‌ها و مفاصل برای محاسبات استفاده می‌شود. این در حالی است که در دو روش دیگر فقط از جابه‌جایی برای به دست آوردن هماهنگی استفاده شده است.

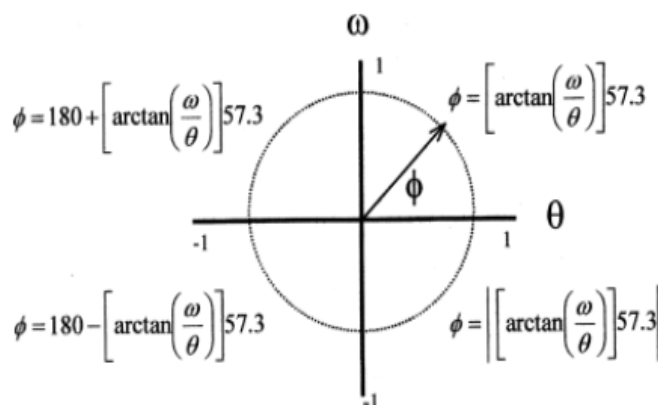
به دلیل اهمیت سرعت حرکت در مهارت استارت، در تحقیق حاضر از روش فاز نسبی پیوسته استفاده شد [۱۷-۱۹] که در این روش بعد از به دست آوردن مکان زوایای نرمال شده و سرعت زوایای نرمال شده، زاویه فازی به دست می‌آید (فرمول‌های شماره ۱، ۲، ۳).

$$\theta_{inorm} = \left( \frac{2 \times [\theta t - \min(\theta t)]}{\max(\theta t) - \min(\theta t)} \right) - 1 \quad 1.$$

$$\omega_{inorm} = \left( \frac{\omega_i}{\max\{\omega_{i1}\}} \right) \quad 2.$$

$$\phi = \tan^{-1} \left( -\frac{\omega_i}{\theta_i} \right) \quad i = 12000 \text{ n} \quad 3.$$

در روابط بالا  $\phi$  زاویه فازی مفصل است. در رابطه سه با توجه به قرارگیری  $\phi$  در هر ربع مثلثاتی محاسبات زیر روی زاویه فازی انجام می‌شود [۲۰]. برای به دست آوردن فاز نسبی



تصویر ۱. تعیین زاویه فاز ( $\phi$ ) بر اساس زاویه فضایی نرمال شده ( $\theta$ ) و سرعت زاویه‌ای نرمال شده ( $\omega$ )، محدوده زاویه فازی  $180 \pm 0$  درجه

اختلاف بین دو استارت معنادار شده با علامت در داخل نمودار مشخص شده است. نتایج آزمون تی وابسته و ویلکاکسون در الگوی هماهنگی زانو به مچ پای عقب، فاز اول ( $P=0/021$ ) و فاز دوم ( $P=0/03$ )، الگوی هماهنگی ران به زانو جلو، فاز دوم ( $P=0/025$ )، فاز سوم ( $P=0/041$ )، فاز چهارم ( $P=0/018$ )، فاز پنجم ( $P=0/01$ )، الگوی هماهنگی ران به زانو عقب، فاز اول ( $P=0/035$ )، فاز دوم ( $P=0/012$ ) و فاز سوم ( $P=0/008$ )، الگوی هماهنگی ران به مچ پای جلو، فاز نهم ( $P=0/018$ )، الگوی هماهنگی ران به مچ پای عقب، فاز اول ( $P=0/01$ )، فاز دوم ( $P=0/002$ ) و فاز هفتم ( $P=0/0006$ ) اختلاف معناداری را نشان داد و در بقیه موارد اختلاف معناداری مشاهده نشد.

همان‌طور که در تصویرهای شماره ۱، ۲ و ۳ مشاهده می‌کنید، عموماً در فازهای ابتدایی بین دو نوع استارت تفاوت وجود دارد و از فاز چهارم به بعد اختلافی بین نمودارها مشاهده نمی‌شود و الگوی دو مفصل در دو نوع استارت شبیه به هم است.

### بحث

مطالعه حاضر نشان داد که الگوی هماهنگی اندام تحتانی در فازهای ابتدایی بین دو نوع استارت تفاوت معناداری داشت، اما از فاز چهارم به بعد الگوی دو مفصل مشابه بود. به طور کلی در نمودارهای هماهنگی، زمانی که CRP برابر با صفر درجه است، حرکت دو نوسانگر هم‌فاز<sup>۲</sup> است؛ یعنی دو نوسانگر حرکتی در یک جهت را انجام می‌دهند و زاویه CRP برابر با  $180$  درجه نوسان کاملاً ناهم‌فاز<sup>۴</sup> دو نوسانگر را نشان می‌دهد، دو نوسانگر حرکتی کاملاً مخالف هم به نمایش گذاشته‌اند.

هر زاویه CRP بین صفر تا  $180$  درجه نشان‌دهنده نوسانات غیرهم‌فاز<sup>۴</sup> است که می‌تواند تمایل به هم‌فازی و یا ناهم‌فازی

پیوسته زاویه فازی مفاصل تحتانی از زاویه فازی مفاصل فوقانی کم شد (فرمول شماره ۴).

$$\theta \text{ relative ashehp} = \phi \text{ distal joint} - \phi \text{ proximal joint} \quad 4$$

تمامی مراحل مذکور برای اندام یا مفصلی که با اندام یا مفصل مورد نظر حرکات جفتی دارد، عیناً تکرار می‌شود.

برای آنالیز داده‌ها در مهارت استارت، تمامی داده‌های هماهنگی به  $100$  درصد (از اولین حرکت آزمودنی تا گام اول بعد از خط استارت نرمال شد [۲۱-۲۲]). فاز نسبی پیوسته مفاصل ران و زانو، ران و مچ‌پا، زانو و مچ‌پا در طول حرکت استارت محاسبه شد [۱۷-۱۹].

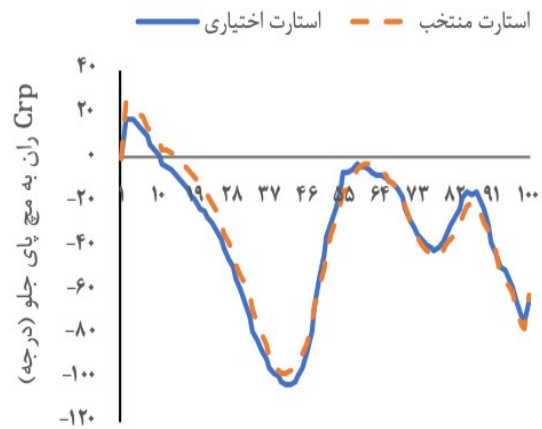
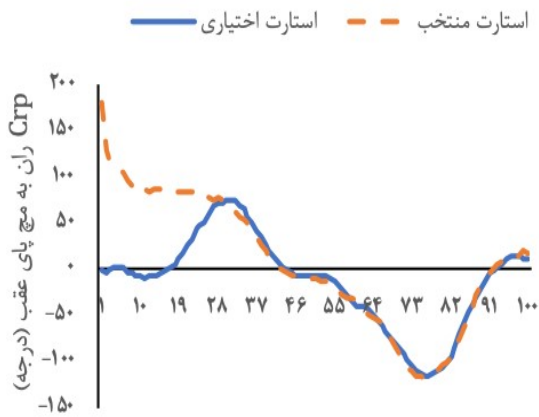
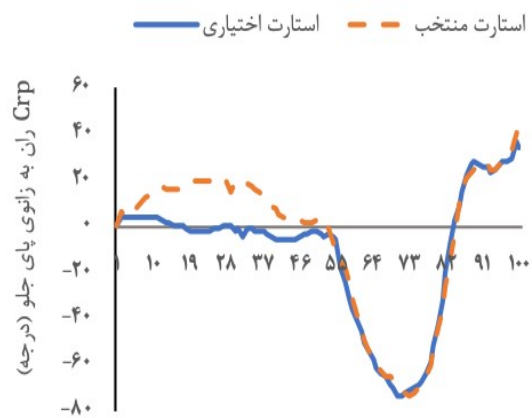
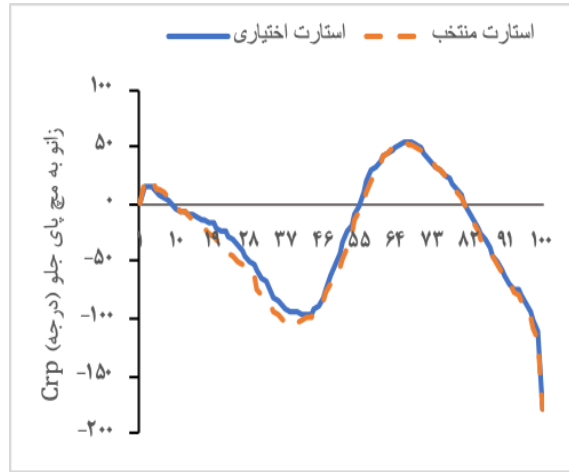
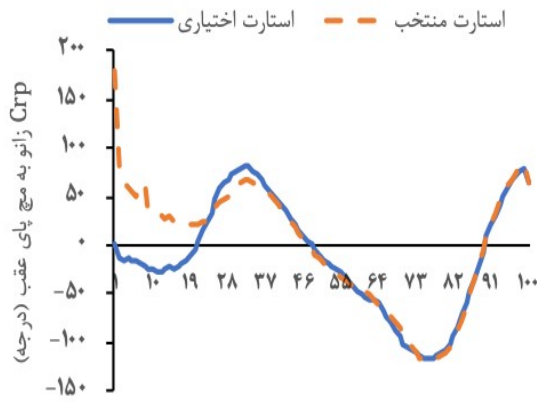
رایج‌ترین مقادیری که از داده‌های CRP مشتق می‌شود، شامل میانگین طی یک دوره مجزا از سیکل است که زوایا طی هر  $10$  درصد سیکل میانگین‌گیری می‌شوند [۱۲]. داده‌های نرمال شده در این تحقیق نیز در طول هر  $10$  درصد از سیکل میانگین‌گیری شدند.

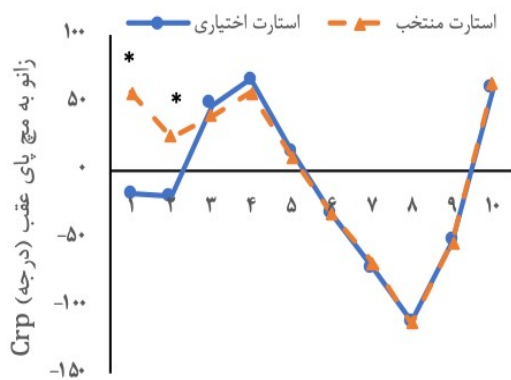
برای تحلیل آماری، از آمار توصیفی میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف داده‌ها و آزمون شاپیرو ویلک برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها استفاده شد. برای مقایسه داده‌های جمع‌آوری شده در صورت نرمال بودن داده‌ها از آزمون تی وابسته و در صورت نرمال نبودن از آزمون ناپارامتریک ویلکاکسون در سطح معناداری  $0/05$  استفاده شد.

### نتایج

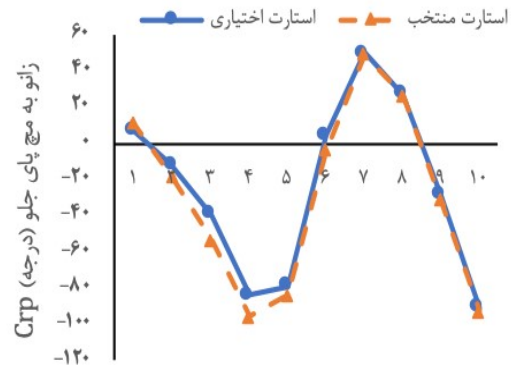
در مواردی که آزمون شاپیرو ویلک توزیع طبیعی داده‌ها را نشان داد ( $P>0/05$ ) از آزمون تی وابسته و در سایر موارد از آزمون ویلکاکسون استفاده شد (جدول شماره ۱). الگوی هماهنگی اندام تحتانی در آزمودنی‌ها محاسبه و در نمودارها به صورت صدتایی رسم شد. سپس برای انجام محاسبات آماری در هر  $10$  درصد سیکل میانگین‌گیری شد و قسمت‌هایی که

2. In-phase
3. Anti-phase
4. Out of phase

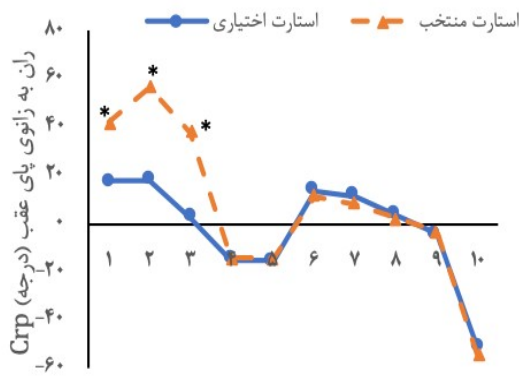




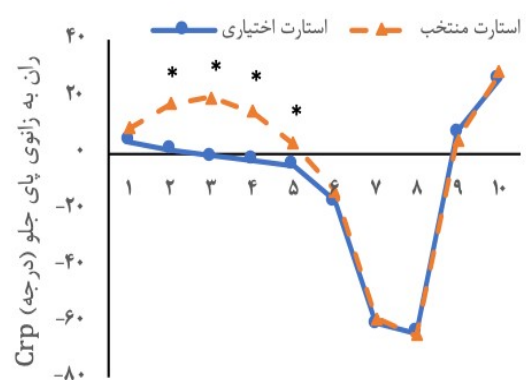
ب



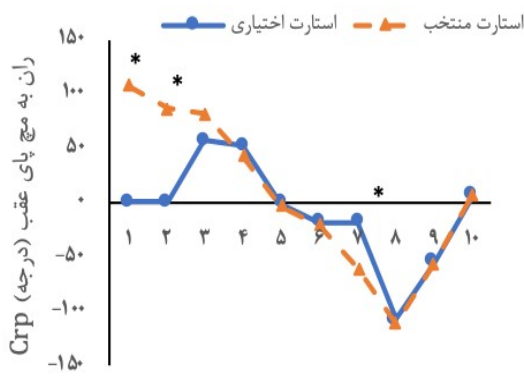
ف



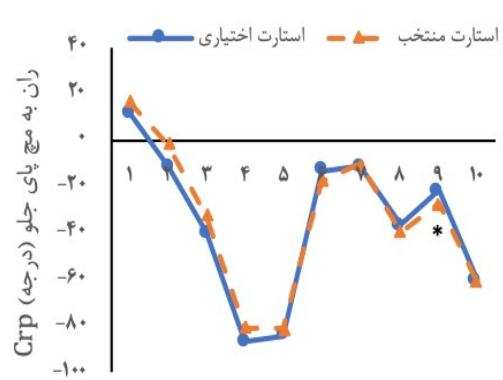
د



ج



و



ه

مجله بیومکانیک ورزشی

تصویر ۳. نمودار الگوی هماهنگی مفاصل اندام تحتانی در ده فاز

الف: الگوی هماهنگی زانو به مچ پای جلو؛ ب: الگوی هماهنگی زانو به مچ پای عقب، فاز اول =  $(P=0/021)$ ، فاز دوم =  $(P=0/030)$ ؛ ج: الگوی هماهنگی ران به زانوی جلو، فاز دوم =  $(P=0/025)$ ، فاز سوم =  $(P=0/041)$ ، فاز چهارم =  $(P=0/018)$ ، فاز پنجم =  $(P=0/010)$ ؛ د: الگوی هماهنگی ران به زانو عقب، فاز اول =  $(P=0/035)$ ، فاز دوم =  $(P=0/012)$ ، فاز سوم =  $(P=0/008)$ ؛ ه: الگوی هماهنگی ران به مچ پای جلو، فاز نهم =  $(P=0/018)$ ؛ ی: الگوی هماهنگی ران به مچ پای عقب، فاز اول =  $(P=0/010)$ ، فاز دوم =  $(P=0/002)$ ، فاز هفتم =  $(P=0/0006)$ . نمودار الگوی هماهنگی مفاصل اندام تحتانی که در ده فاز میانگین گیری و موارد معنادار با ستاره معین شده است



جدول ۱. نتایج آزمون شاپیرو ویلک توزیع اختلاف متغیرها

متغیر	P	متغیر	P	متغیر	P	متغیر	P
هماهنگی ران به میچ پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (فاز اول)	۰/۰۳۵	هماهنگی ران به میچ پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (سوم)	<۰/۰۰۱	هماهنگی ران به میچ پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (پنجم)	۰/۸۶۴	هماهنگی ران به میچ پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (هفتم)	<۰/۰۰۱
هماهنگی ران به میچ پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (فاز اول)	۰/۰۱۵	هماهنگی ران به میچ پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (سوم)	۰/۶۰۹	هماهنگی ران به میچ پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (پنجم)	۰/۸۲۸	هماهنگی ران به میچ پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (هفتم)	۰/۱۰۱
هماهنگی ران به زانوی پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (فاز اول)	۰/۰۰۱	هماهنگی ران به زانوی پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (فاز سوم)	۰/۱۶۲	هماهنگی ران به زانوی پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (فاز پنجم)	۰/۰۰۳	هماهنگی ران به زانوی پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (هفتم)	<۰/۰۰۱
هماهنگی ران به زانوی پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (فاز اول)	۰/۰۸۱	هماهنگی ران به زانوی پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (فاز سوم)	۰/۴۰۶	هماهنگی ران به زانوی پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (فاز پنجم)	۰/۰۲۵	هماهنگی ران به زانوی پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (هفتم)	۰/۱۰۸
هماهنگی زانو به میچ پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (فاز اول)	۰/۱۶۹	هماهنگی زانو به میچ پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (سوم)	۰/۱۲۰	هماهنگی زانو به میچ پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (پنجم)	۰/۴۸۹	هماهنگی زانو به میچ پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (هفتم)	۰/۰۰۷
هماهنگی زانو به میچ پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (فاز اول)	۰/۰۰۴	هماهنگی زانو به میچ پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (سوم)	۰/۹۸۰	هماهنگی زانو به میچ پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (پنجم)	۰/۱۳۴	هماهنگی زانو به میچ پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (هفتم)	۰/۴۳۴
هماهنگی ران به میچ پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (فاز دوم)	۰/۰۰۹	هماهنگی ران به میچ پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (چهارم)	۰/۸۸۲	هماهنگی ران به میچ پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (ششم)	۰/۰۹۲	هماهنگی ران به میچ پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (هشتم)	۰/۲۰
هماهنگی ران به میچ پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (فاز دوم)	۰/۰۱۸۴	هماهنگی ران به میچ پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (چهارم)	۰/۹۴۵	هماهنگی ران به میچ پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (ششم)	۰/۰۰۱	هماهنگی ران به میچ پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (هشتم)	۰/۳۵۸
هماهنگی ران به زانوی پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (فاز دوم)	۰/۰۰۳	هماهنگی ران به زانوی پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (فاز چهارم)	۰/۵۷۳	هماهنگی ران به زانوی پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (فاز ششم)	۰/۱۸۹	هماهنگی ران به زانوی پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (هشتم)	۰/۷۰۶
هماهنگی ران به زانوی پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (فاز دوم)	۰/۰۰۶	هماهنگی ران به زانوی پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (فاز چهارم)	<۰/۰۰۱	هماهنگی ران به زانوی پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (فاز ششم)	۰/۳۷۱	هماهنگی ران به زانوی پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (هشتم)	۰/۳۳۵

P	متغیر	P	متغیر	P	متغیر	P	متغیر
۰/۰۲۹	هماهنگی زانو به مچ پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (فاز دهم)	۰/۱۷۰	هماهنگی زانو به مچ پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (فاز هشتم)	۰/۳۷۹	هماهنگی زانو به مچ پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (فاز ششم)	۰/۱۰۷	هماهنگی زانو به مچ پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (فاز چهارم)
۰/۵۵۵	هماهنگی زانو به مچ پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (فاز دهم)	۰/۵۸۵	هماهنگی زانو به مچ پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (فاز هشتم)	۰/۲۰۵	هماهنگی زانو به مچ پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (فاز ششم)	۰/۶۲۰	هماهنگی زانو به مچ پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (فاز چهارم)
						۰/۰۲۲	هماهنگی زانو به مچ پای جلو در استارت اختیاری و منتخب (فاز دوم)
						۰/۱۲۳	هماهنگی زانو به مچ پای عقب در استارت اختیاری و منتخب (فاز دوم)

## مجله بیومکانیک ورزشی

حالت هم‌فازی حرکت را آغاز کرده‌اند که در استارت اختیاری این هم‌فازی تا فاز پنجم ادامه پیدا می‌کند، در صورتی که در استارت منتخب این هم‌فازی به سمت ناهم‌فازی پیش رفته و بعد از فاز چهارم مجدد به سمت هم‌فازی پیش رفته و سپس دو نمودار بر هم منطبق شده‌اند.

هماهنگی ران به مچ پای جلو: در استارت اختیاری حرکت به صورت ناهم‌فاز آغاز شده به این صورت که با دورسی فلکشن مچ‌پا ران به اکستنشن می‌رود، در ادامه با افزایش سرعت اکستنشن ران در صفحه فازی هر دو مفصل به سمت هم‌فازی پیش می‌روند، در حالی که در استارت اختیاری حرکت از هم‌فازی دو مفصل آغاز شده که از فاز دوم به سمت ناهم‌فازی و دوباره به سمت هم‌فازی می‌رود.

دو نمودار از فاز چهارم به بعد با هم منطبق می‌شوند. از فاز شش تا هفت استارت اختیاری، یکنواختی در حرکت مشاهده می‌شود، در حالی که استارت منتخب به سمت ناهم‌فازی بیشتر پیش رفته است. هماهنگی ران به مچ‌پای عقب: در دو نمودار استارت اختیاری و منتخب تفاوت چندانی دیده نمی‌شود و دو نمودار بر هم منطبق هستند.

اسکات بیان داشت که استارت کوتاه، سرعت بالاتر و استارت بلند باعث جلو راندن بیشتر فرد می‌شود، همچنین آنالیز دوییدن افراد نشان می‌دهد که استارت بلند با طول گام بیشتر و سرعت بالا همراه است که می‌تواند شروع مناسبی برای دوییدن فرد باشد [۸]. با توجه به اینکه استارت منتخب در این تحقیق استارت بلند بود، این نکته را می‌توان مشاهده کرد که تفاوت در دو نوع استارت در این تحقیق می‌تواند ناشی از ترجیح دوندگان به استفاده از استارت کوتاه باشد. پیشنهاد شده است که متغیرهای کینماتیکی مانند زاویه زانو، مچ پا و زاویه چرخش شانه از اهمیت کلیدی در دوی سرعت برخوردار هستند و تأثیر روشنی بر عملکرد استارت دوی سرعت دارند [۲۴]. در مقابل برخی محققان روابط قابل ملاحظه‌ای بین زوایای زانو، لگن و مفصل مچ پا و عملکرد استارت در دوی سرعت پیدا نکردند [۲۵].

داشته باشد. مقادیر CRP مثبت نشان می‌دهد که اندام دیستال در فضای فازی پیش گرفته و CRP منفی نشان‌دهنده پیش گرفتن اندام پروگزیمال است. همچنین شیب منحنی سریع‌تر بودن حرکت اندام‌ها در طول هر دوره را نشان می‌دهد، که شیب مثبت نشان‌دهنده حرکت سریع‌تر اندام دیستال و شیب منفی نشان‌دهنده حرکت سریع‌تر اندام پروگزیمال است [۱۲، ۱۱].

هماهنگی زانو به مچ پای جلو: در ابتدای حرکت و در فاز اول حرکت در استارت منتخب زانو و مچ پا هماهنگی غیرهم‌فازی را از خود نشان می‌دهند، به صورتی که زانو در حال اکستنشن و مچ‌پا در حال دورسی فلکشن بوده، که در حال حرکت به سمت هم‌فازی است. این حرکت به سمت هم‌فازی تا فاز دوم ادامه پیدا می‌کند و بعد از آن دوباره به سمت ناهم‌فازی می‌رود، در صورتی که در استارت اختیاری حرکت در فاز اول و دوم حالت یکنواختی دارد و از فاز دوم به بعد به سمت هم‌فازی و سپس ناهم‌فازی می‌رود.

در استارت منتخب، در ابتدای حرکت زانو حرکت سریع‌تری نسبت به مچ پا در فضای فازی دارد و از فاز دوم به بعد حرکت مچ پا سریع‌تر می‌شود، در حالی که این حرکت دو مفصل تا فاز دوم در استارت اختیاری یکنواخت است و بعد از فاز دوم همانند استارت منتخب مچ پا حرکت سریع‌تری در صفحه فازی دارد، از فاز سوم به بعد هر دو اندام حرکت مشابهی را نشان می‌دهند. هماهنگی زانو به مچ پای عقب: در این هماهنگی هر دو پا علی‌رغم تفاوت در زاویه و فاصله بلوک‌ها هماهنگی مشابهی را نشان می‌دهند.

هماهنگی ران به زانوی جلو: در استارت منتخب دو مفصل ران و زانو حرکت را در حال ناهم‌فازی بیشتری نسبت به استارت اختیاری آغاز کرده که در فاز دوم این ناهم‌فازی ادامه پیدا کند، در واقع با بیشتر شدن اکستنشن در زانو ران به اکستنشن بیشتری می‌رود و از فاز دوم به بعد هر دو مفصل در دو استارت رویه مشابهی را پیش گرفته و به سمت هم‌فازی پیش می‌روند و از فاز چهارم به بعد دو نمودار بر هم منطبق شدند.

هماهنگی ران به زانوی عقب: در فاز اول هر دو اندام از یک

محققان مطرح کردند که قوی‌ترین و سریع‌ترین دوندگان سرعت بیشتری هنگام ترک تخته استارت دارند که ناشی از زاویه حاد مفاصل اندام تحتانی در حالت قرارگیری روی تخته استارت است که اجازه می‌دهد دامنه بزرگ‌تری از اکستنشن مفاصل را داشته باشیم [۲۶].

با توجه به اینکه در این تحقیق در استارت نوع منتخب زاویه ۱۰۰ درجه را در زانوی عقب داشتیم و این باعث کاهش زاویه ران در هر دو پا به دلیل نحوه قرارگیری می‌شد. تفاوت تنها در ۴۰ درصد ابتدا مشاهده شد که می‌تواند ناشی از همین موضوع باشد. هانتر و همکاران [۲۷] بیان کردند که یک شروع خوب در دوی سرعت نه تنها می‌تواند باعث توسعه نیروهای افقی در هنگام ترک تخته استارت شود، بلکه افزایش نیروهای افقی در گام‌های بعدی را در پی خواهد داشت.

### نتیجه‌گیری نهایی

با توجه به اینکه تفاوت در دو نمودار تنها در فازهای ابتدایی حرکت اتفاق افتاده و در استارت منتخب ما تغییر از هم‌فازی به ناهم‌فازی و بالعکس را بیشتر مشاهده کردیم، در واقع بی‌نظمی بیشتری در فازهای ابتدایی استارت منتخب وجود دارد، در حالی که در ادامه نمودارهای هماهنگی منطبق بر هم پیش رفتند.

افراد نوع حرکت در استارت منتخب (استارت منتخب در این تحقیق) را به سمت نوع حرکت همیشگی و روال خود که در ناخودآگاه آنان وجود داشت، پیش بردند و به نوعی بر بی‌نظمی ایجاد شده در هماهنگی دو اندام غلبه کردند. به نظر می‌رسد در صورتی که این روند تأثیری در متغیرهای سرعت و شتاب ورزشکار ایجاد نکند، با احتیاط می‌توان گفت که نشستن به هر صورتی در تکنیک استارت نهایتاً باعث ایجاد یک هماهنگی مشترک می‌شود و تأثیری در ادامه حرکت نخواهد داشت. این مورد به تحقیقات بیشتر و سنجش متغیرهای بیشتر، از جمله سرعت و شتاب حرکت اندام و مفاصل می‌تواند نتایج دقیق‌تری به همراه آورد.

### ملاحظات اخلاقی

#### پیروی از اصول اخلاق پژوهش

شایان ذکر است تمامی آزمودنی‌ها فرم رضایت‌نامه کتبی شرکت در مطالعه را تکمیل و امضا کردند و کد اخلاق با شماره پ.ا.ک. ۱۰۰۷/۱۰۰۰ از پژوهشکده علوم حرکتی دانشگاه خوارزمی توسط پژوهشگر اخذ شد.

#### حامی مالی

این مقاله از پایان‌نامه کارشناسی ارشد نویسنده اول در گروه بیومکانیک ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه

خوارزمی استخراج شده است.

#### مشارکت نویسندگان

تمامی نویسندگان در انجام و نگارش مطالعه حاضر، به میزان یکسان، مشارکت داشتند.

#### تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله هیچ گونه تعارض منافع ندارد.

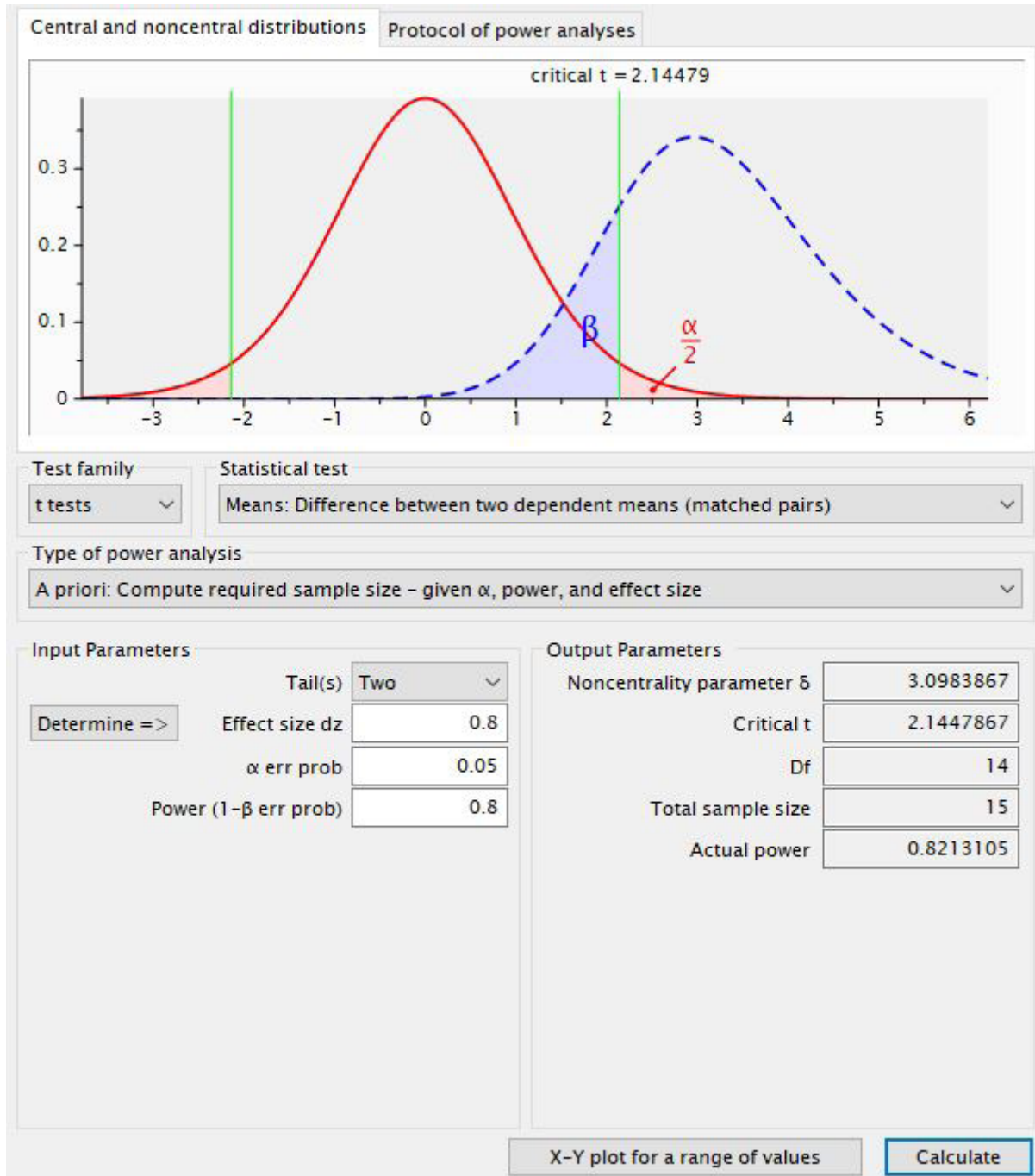
#### تشکر و قدردانی

بدین وسیله نویسندگان این مقاله از تمامی کسانی که در انجام این پژوهش ما را یاری رساندند، کمال تشکر و قدردانی را دارند.

## References

- [1] Cronin JB, Hansen KT. Strength and power predictors of sports speed. *J Strength Cond Res.* 2005; 19(2): 349-57. [DOI:10.1519/00124278-200505000-00019] [PMID]
- [2] Harland MJ, Andrews MH, Steele JR. Instrumented start blocks: A quantitative coaching aid. *ISBS-Conference Proceedings Archive*; 1995. <https://ojs.uibn-konstanz.de/cpa/article/view/2952>
- [3] Tellez T, Doolittle D. Sprinting from start to finish. *Track Tech.* 1984; 88:2802-5. [https://scholar.google.com/scholar?hl=nl&as\\_sdt=0%2C5&q=Sprinting+from+start+to+finish.&btnG=](https://scholar.google.com/scholar?hl=nl&as_sdt=0%2C5&q=Sprinting+from+start+to+finish.&btnG=)
- [4] Bezodis NE, Salo AI, Trewartha G. Choice of sprint start performance measure affects the performance-based ranking within a group of sprinters: Which is the most appropriate measure? *Sports Biomech.* 2010; 9(4):258-69. [DOI:10.1080/14763141.2010.538713] [PMID]
- [5] Čoh M, Tomažin K. Kinematic analysis of the sprint start and acceleration from the blocks. *New Stud in Athletics.* 2006; 21(3):23-33. [https://www.researchgate.net/publication/298645089\\_Kinematic\\_analysis\\_of\\_the\\_sprint\\_start\\_and\\_acceleration\\_from\\_the\\_blocks](https://www.researchgate.net/publication/298645089_Kinematic_analysis_of_the_sprint_start_and_acceleration_from_the_blocks)
- [6] Slawinski J, Bonnefoy A, Levêque JM, Ontanon G, Riquet A, Dumas R, et al. Kinematic and kinetic comparisons of elite and well-trained sprinters during sprint start. *J Strength Cond Res.* 2010; 24(4):896-905. [DOI:10.1519/JSC.0b013e3181ad3448] [PMID]
- [7] Mero A, Kuitunen S, Harland M, Kyröläinen H, Komi PV. Effects of muscle-tendon length on joint moment and power during sprint starts. *J Sports Sci.* 2006; 24(2):165-73. [DOI:10.1080/02640410500131753] [PMID]
- [8] Schot PK, Knutzen KM. A biomechanical analysis of four sprint start positions. *Res Q Exerc Sport.* 1992; 63(2):137-47. [DOI:10.1080/02701367.1992.10607573] [PMID]
- [9] Thelen E. Motor development: A new synthesis. *Am Psychol.* 1995; 50(2):79-95. [DOI:10.1037/0003-066X.50.2.79]
- [10] Bernstein N. *The co-ordination and regulation of movements.* 1<sup>st</sup> English ed. London: Pergamon; 1967.
- [11] Stergiou N. *Innovative Analyses of Human Movement.* Champaign, IL: Human Kinetics; 2004. <https://www.amazon.com/Innovative-Analyses-Movement-Nicholas-Stergiou/dp/0736044671>
- [12] Robertson GD, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G. *Research methods in biomechanics,* 2<sup>nd</sup> edition. Champaign, IL: Human Kinetics; 2013. [DOI:10.5040/9781492595809]
- [13] Wolfgang T. *Biomechanical quantification of the dynamic knee valgus using inertial sensor system myomotion.* Gießen: Justus; 2016.
- [14] Balasubramanian S. *Comparison of angle measurements between vicon and myomotion system.* Arizona: Arizona State University. 2013. <https://www.semanticscholar.org/paper/COMPARISON-OF-ANGLE-MEASUREMENTS-BETWEEN-VICON-AND/1641d6eccc74c8e7e9e5f06595bad7b49540bc53a>
- [15] Noraxon. *MyoMotion System User Guide* [Internet]. 2014 [Updated 2014]. Available from: <https://www.noraxon.com/noraxon-download/myomotion-system-user-manual/>
- [16] Harland M, Steele JR. Biomechanics of the sprint start. *J Sports Medicine.* 1997; 23(1):11-20. [DOI:10.2165/00007256-199723010-00002] [PMID]
- [17] Khezri D, Eslami M, Yaserifar M. [The effect of variation of shoe sole stiffness on coordination pattern and its variability in tars-metatarsal and forefoot-hallux joints during stance phase of running (Persian)]. *International Conference on Physical Education and Sports.* 19-20 March 2016; Tehran: Kharazmi University. <https://www.sid.ir/Fa/Seminar/ViewPaper.aspx?ID=26874>
- [18] Silvernail JF, Boyer K, Rohr E, Brüggemann GP, Hamill J. Running mechanics and variability with aging. *J Med Sci Sports Exerc.* 2015; 47(10):2175-80. [DOI:10.1249/MSS.0000000000000633] [PMID]
- [19] Wheat JS, Glazier PS. Measuring coordination and variability in coordination. In: Davids K, Bennett S, Newell K, editors. *Movement System Variability.* Champaign: Human Kinetics; 2005. [DOI:10.5040/9781492596851.ch-009]
- [20] Hamill J, van Emmerik RE, Heiderscheit BC, Li L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1999; 14(5):297-308. [DOI:10.1016/S0268-0033(98)90092-4]
- [21] Milanese C, Bertucco M, Zancanaro C. The effects of three different rear knee angles on kinematics in the sprint start. *J Biology of Sport.* 2014; 31(3):209-15. [DOI:10.5604/20831862.1111848] [PMID] [PMCID]
- [22] Ciacci S, Merni F, Bartolomei S, Di Michele R. Sprint start kinematics during competition in elite and world-class male and female sprinters. *J Sports Sci.* 2017; 35(13):1270-8. [DOI:10.1080/02640414.2016.1221519] [PMID]
- [23] Chen Y, Wu KY, Tsai YJ, Yang WT, Chang JH. The kinematic differences of three types of crouched position during sprint start. *J Mech Med Biol.* 2016; 16(7):1650099. [DOI:10.1142/S0219519416500998]
- [24] Ansari NW, Paul Y, Sharma K. Kinematic analysis of competitive sprinting: *Biomechanics.* Afr J Phys Health Educ Recreat Dance. 2012; 18(4):662-71. <https://www.ajol.info/index.php/ajpherd/article/view/83832>
- [25] Chakravarty R. The relationship of selected kinematical variables of the performance of runners in sprint start. *Int J Sports Sci Fit.* 2011; 1(1):60-7. <https://web.a.ebscohost.com/abstract?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=crawler&jrnl>
- [26] Maulder PS, Bradshaw EJ, Keogh J. Jump kinetic determinants of sprint acceleration performance from starting blocks in male sprinters. *J Sports Sci Med.* 2006; 5(2):359-66. [PMID] [PMCID]
- [27] Hunter JP, Marshall RN, McNair PJ. Interaction of step length and step rate during sprint running. *J Med Sci Sports Exerc.* 2004; 36(2):261-71. [DOI:10.1249/01.MSS.0000113664.15777.53] [PMID]

پیوست ۱



مجله بیومکانیک ورزشی

This Page Intentionally Left Blank