

## Effect of Fatigue in Different Periods of Simulated Match Protocol on Selected Kinematic Variables and Electromyography of Futsal Players' Lower Limb

Mahdi Mansouri<sup>\*1</sup> , Ali Ashraf Jamshidi<sup>2</sup>, Mehdi Khaleghi Tazji<sup>3</sup> , Fereshteh Eftekhari<sup>4</sup> 

1. PhD student of Sport Biomechanics, Kharazmi University, Teheran, Iran
2. Associated Professor of Faculty of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences and Health Services, Teheran, Iran
3. Assistant Professor of Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Teheran, Iran
4. Assistant Professor of Department of Sport Sciences, School of Education and Psychology, Shiraz University, Shiraz, Iran

Received: 2018.September.17

Revised: 2018. November.06

Accepted: 2018.November.21

### Abstract

**Background and Aim:** The aim of the present study was to investigate the effect of fatigue on different periods of FIRP on the selected kinematic parameters and electromyography of selected muscles of futsal players.

**Materials and Methods:** In the current quasi-experimental study, 12 semi-professional futsal players with no injury of muscle skeletal disorders participated. MyoMotion (with sampling rate of 200 Hz) Noraxon System was used for measuring kinematic parameters and MyoMuscle (with sampling rate of 1000 Hz) Noraxon System was used for measuring muscle activity. All participants did 10 meters sprint test for three times: before, during, and after FIRP. Simultaneously, kinematic and electromyography variables were measured. In the data analysis, procedures continuum relative phase and area under the curve of RMS moving average in four phases, and with 25% interval, during running were calculated. ANOVA with repeated measures and Bonferonni post hoc test were used to examine the differences between effects of fatigue in different situations ( $P \leq 0.05$ ).

**Results:** The results showed that there are significant differences between Sagittal hip and knee coordination in phase three (before and while fatigue), between Sagittal knee and ankle joint coordination in each four phases, and between sagittal hip and ankle in phase two and four (before, during, and after fatigue) ( $P < 0.05$ ). The results also showed that there are significance differences between gastrocnemius in phase three and Biceps Femoris in phase three before and after fatigue protocol ( $P < 0.05$ ).

**Conclusion:** Generally, it seems that futsal specific fatigue protocol could considerably affect lower limb muscles and joints interaction in the Sagittal plane; however, its effect on the knee joints and muscles, especially Hamstring, were much higher after fatigue. It is suggested that the strength and conditioning coaches concentrate more on muscle endurance training, especially on Hamstring muscle, and Gastrocnemius to reduce the effect of fatigue on performance and risk of injuries.

**Keywords:** Futsal; Fatigue; FIRP; EMG; CRP

**Cite this article as:** Mahdi Mansouri, Ali Ashraf Jamshidi, Mehdi Khaleghi. Effect of fatigue in different periods of simulated match protocol on selected kinematic variables and Electromyography of futsal players' lower limb. J Rehab Med. . 2019; 8(2): 67-79.

\* **Corresponding Author:** Mahdi Mansouri. PhD Student of Sport Biomechanics, Kharazmi University, Teheran, Iran  
Email: mi.mansoury@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2018.111307.1901

<sup>1</sup> Futsal Intermittent Shuttle-Run Protocol

## بررسی تأثیر خستگی در زمان‌های مختلف پروتکل شبیه‌سازی شده (FIRP) بر متغیرهای منتخب کینماتیکی و فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی بازیکنان فوتسال

مهدی منصوری<sup>۱\*</sup>، علی اشرف جمشیدی<sup>۲</sup>، مهدی خالقی تازجی<sup>۳</sup>، فرشته افتخاری<sup>۴</sup>

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲. دانشیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی ایران، تهران، ایران
۳. استادیار گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۴. استادیار گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

پذیرش مقاله ۱۳۹۷/۰۸/۳۰ \*

بازنگری مقاله ۱۳۹۷/۰۸/۱۵

\* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۰۶/۲۶

### چکیده

#### مقدمه و اهداف

خستگی یکی از متغیرهای مهمی است که می‌تواند روی عملکرد در طول رقابت تأثیر بگذارد. هدف تحقیق حاضر بررسی اثر خستگی در زمان‌های مختلف پروتکل شبیه‌سازی شده بر هماهنگی مفاصل اندام تحتانی بازیکنان فوتسال بود.

#### مواد و روش‌ها

روش این تحقیق نیمه‌تجربی با مدل تأثیرسنجی است که در آن ۱۲ نفر بازیکنان فوتسال نیمه‌حرفه‌ای بدون ناهنجاری یا سابقه آسیبی شرکت کردند. اطلاعات کینماتیکی با سیستم مایموشن (۲۰۰ هرتز) و اطلاعات الکترومایوگرافی با سیستم مایوماسل (۱۰۰۰ هرتز) نوراکسون اندازه‌گیری شد. آزمودنی‌ها تست دوی سرعت ده متر را سه بار قبل از پروتکل، حین پروتکل و پس از پروتکل مخصوص خستگی فوتسال (FIRP) انجام دادند و هم-زمان اطلاعات کینماتیکی و الکترومایوگرافی توسط سیستم ثبت شد. در مرحله پردازش فاز نسبی پیوسته (CRP) و سطح زیر نمودار (RMS) در چهار فاز با فاصله ۲۵ درصدی طی چرخه دویدن مورد محاسبه قرار گرفت. از آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر و آزمون تعقیبی بونفرونی به منظور شناسایی تفاوت معنادار بین اثر خستگی در متغیرهای مختلف استفاده شد ( $P \leq 0.05$ ).

#### یافته‌ها

نتایج تحقیق حاضر نشان داد در هماهنگی مفاصل ران و زانو در صفحه ساجیتال در فاز سوم دویدن (قبل و حین خستگی)، مفاصل زانو و مچ پا در صفحه ساجیتال در هر چهار فاز (قبل و حین خستگی؛ قبل و بعد خستگی) و مفاصل ران و مچ پا در صفحه ساجیتال در فاز دوم و چهارم (قبل و حین؛ قبل و بعد خستگی) تفاوت معناداری وجود دارد ( $P < 0.05$ ). همچنین یافته‌ها نشان داد بین فعالیت عضلات دوقلو در فاز سوم قبل و بعد از خستگی و عضلات دوسرانی در فاز سوم قبل و بعد از خستگی تفاوت معناداری وجود دارد ( $P < 0.05$ ).

#### نتیجه‌گیری

به طور کلی به نظر می‌رسد خستگی اختصاصی فوتسال تأثیر زیادی خصوصاً بر تعامل عضلات و مفاصل اندام تحتانی در صفحه ساجیتال داشته باشد، با این حال نقش و تأثیرپذیری مفصل و عضلات زانو خصوصاً همسترینگ پس از خستگی به مراتب بیشتر در دویدن سرعتی آشکار می‌شود، تأثیری که هم از جنبه نقش تعاملی با سایر مفاصل و هم از جنبه تولید نیرو می‌تواند مهم باشد. به مربیان و مسئولین مسئول آمادگی جسمانی ورزشکار تأکید می‌شود به منظور حذف اثرات خستگی تأکید بیشتری بر تمرین مخصوص افزایش استقامت و حفظ تنش عضلات اندام تحتانی خصوصاً همسترینگ و دوقلو نمایند.

#### واژه‌های کلیدی

فوتسال؛ خستگی؛ پروتکل خستگی فوتسال؛ الکترومایوگرافی؛ هماهنگی مفاصل

نویسنده مسئول: مهدی منصوری، دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران،

ایران

آدرس الکترونیکی: mi.mansoury@gmail.com

خستگی یکی از عوامل اصلی افت عملکرد ورزشی و افزایش ریسک بروز آسیب به شمار می‌رود. گزارش شده که خستگی ممکن است عامل مهمی در تغییر مقادیر کینتیکی<sup>[۴][۱]</sup> و کینماتیکی<sup>[۴][۳]</sup> دویدن سریع باشد. به طور اختصاصی‌تر در چندین مطالعه اثر خستگی بر هماهنگی حرکات و کینماتیک دویدن سرعتی مورد بررسی قرار گرفته است. به عنوان مثال پینیگر و همکاران<sup>[۳]</sup> اثر خستگی در هماهنگی مفاصل پا طی دویدن سرعتی را مورد بررسی قرار دادند. همچنین اثر خستگی روی پارامترهایی نظیر طول گام و کاندس طی دویدن سرعتی مورد بررسی قرار گرفت.<sup>[۵][۴]</sup> به علاوه اشاره شده که ظرفیت سیستم عصبی-عضلانی برای حفظ سفتی<sup>۲</sup> عضله اسکلتی در مدت دویدن سریع تحت تاثیر خستگی قرار می‌گیرد.<sup>[۱]</sup> از سوی دیگر، برخی مکانیسم‌های عصبی-حرکتی<sup>۳</sup> جبرانی برای مقابله با کاهش نیروی تولیدی در بدن ناشی از خستگی رخ می‌دهد.<sup>[۸][۷][۶][۳]</sup> در تمامی این مطالعات به اثر معنادار خستگی بر تغییر عملکرد بیومکانیکی دویدن تأکید شده است. به نظر می‌رسد دانش چگونگی مکانیسم سازماندهی مجدد<sup>۴</sup> سیستم عصبی-عضلانی در مدت دویدن سریع حین خستگی می‌تواند اطلاعات ارزشمندی در خصوص کنترل حرکات پیچیده انفجاری در اختیار ما قرار دهد. این استراتژی‌های جبرانی می‌تواند در قالب الگوی هماهنگی جدید باشد.<sup>[۹]</sup>

فوتسال نسخه داخل سالن فوتبال می‌باشد، بر اساس داده‌های زمانی-مکانی، فوتسال در قالب رشته‌های ورزشی متناوب با شدت بالا محسوب می‌شود؛ به طوری که در مسابقات فوتسال ۲۲٪ تا ۲۶٪ از کل بازی (هر دوی مسافت و زمان)، بازیکنان فعالیت شدید بی‌هوازی انجام می‌دهند.<sup>[۱۲][۱۱]</sup> مسلم است که چنین شدت بالایی در فوتسال به خستگی زودرس منجر می‌شود. خستگی عضلانی یک اثر زودگذر ورزشی است که باعث کاهش نیروی حداکثری بلافاصله پس از شروع مسابقه می‌شود<sup>[۱۳]</sup>، برای مثال اخیراً در یک تحقیق نشان داده شد که نیازهای مسابقه فوتسال باعث کاهش معنادار گشتاور فلکسوری زانو و عضلات اکستنسور می‌شود.<sup>[۱۴]</sup> در ورزش‌های تیمی، اثرات خستگی بر عملکرد در نیمه دوم بازی به مراتب بیشتر قابل توجه هستند، به طوری که باعث کاهش میزان کار انجام‌شده خواهد شد.<sup>[۱۵]</sup> این نقص عملکرد می‌تواند اثر مخربی بر بیشتر فعالیت‌های انجام‌شده در رقابت از قبیل دویدن سریع، پریدن و شوت زدن داشته باشد؛ از این رو می‌توان چنین نتیجه‌گیری نمود که توانایی تحمل خستگی و تکرار دویدن‌های سریع با شدت بالا یکی از مهمترین اجزای آمادگی جسمانی در فوتسال است.<sup>[۱۷][۱۶]</sup>

در تحقیقات این طور نشان داده شده که اثر خستگی عضلانی در مسابقه فوتبال، به ویژه در انتهای بازی بیشتر قابل مشاهده می‌باشد و بیان نمودند که در اواخر مسابقه، اگرچه بازیکنان توانایی اجرای فعالیت ورزشی با شدت‌های پایینتر را دارند، اما توانایی اجرای بیشینه حرکات را نداشته و چنین وضعیتی با کاهش حداکثر نیرو یا توان بیشینه و با افت عملکرد همراه می‌باشد.<sup>[۱۸]</sup> به همین دلیل محققین با پروتکل‌های مختلف نسبت به بررسی اثرات خستگی بر فاکتورهای عضلانی بازیکنان فوتسال اقدام نموده و با اجرای پروتکل‌های مختلف با نتایج متفاوتی مواجه شدند. در همین راستا محققین در تحقیق خود به این نتیجه رسیدند که حداکثر نیروی عضلانی، استقامت عضلانی و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات به طور معناداری بعد از خستگی با کاهش همراه بود.<sup>[۱۹]</sup> همچنین در تحقیقات دیگری اثرات منفی شروع خستگی را با کاهش فلکشن زانو، ارتفاع پرش عمودی، افزایش فعالیت الکترومیوگرافی عضلات همسترینگ، کوادریسپس و بهم خوردن تعادل مورد تایید قرار دادند.<sup>[۲۹][۱۴]</sup> اما سایر محققین هیچ‌گونه تفاوتی را در اندازه‌های عملکردی و بیومکانیکی بین افراد خسته و نرمال مشاهده نمودند، هر چند در این تحقیقات پروتکل مورد استفاده با شرایط بازی و مسابقه فوتبال متفاوت بود.<sup>[۲۰][۹]</sup> از سویی دیگر، با توجه به وجود پروتکل شبیه‌سازی شده خستگی در فوتسال (FIRP) که اعتبار آن برای خستگی شبیه‌سازی شده ورزش فوتسال به تأیید رسیده است<sup>[۱۴][۱۳]</sup>، اثر خستگی روی بیومکانیک دویدن در بازیکنان فوتسال‌ها را دقیق‌تر می‌توان شبیه‌سازی نمود. با این حال مطالعه‌ای در خصوص بررسی اثر این نوع خستگی اختصاصی فوتسال روی عملکرد بیومکانیکی اندام تحتانی به چشم نمی‌خورد. همچنین در بین متغیرهایی که در مطالعات گذشته مورد بررسی قرار گرفت، با توجه به اثر خستگی روی عملکرد بیومکانیکی مفاصل اندام تحتانی در تعامل با هم، مطالعه‌ای روی بررسی خستگی در چگونگی تعامل مفاصل به چشم نمی‌خورد. با توجه به این که هماهنگی مفصلی یکی از متغیرهای بیومکانیکی است که می‌تواند به خوبی تعامل عملکرد زاویه‌ای دو مفصل را نسبت به هم نشان دهد، در بررسی نقش خستگی در تغییر رفتار مفاصل اندام تحتانی در تعامل با هم می‌تواند مؤثر باشد.

با توجه به اهمیت خستگی در فوتسال و نقش بسزایی که می‌تواند روی عملکرد بیومکانیکی بازیکنان فوتسال داشته باشد، همچنین نکات مبهم زیادی در این خصوص به چشم می‌خورد، هدف از انجام مطالعه حاضر بررسی اثر خستگی در زمان‌های مختلف FIRP بر هماهنگی بین مفصلی و فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی بازیکنان فوتسال است.

2 Stiffness

3 Neuromotor

4 Reorganization

## مواد و روش‌ها

روش تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی، مدل تحقیق تأثیر سنجی و علی-مقایسه‌ای می‌باشد. جامعه آماری تحقیق حاضر شامل دانشجویان ورزشکار دانشگاه خوارزمی می‌باشد که به طور منظم در رشته‌های ورزشی مانند فوتسال شرکت دارند. ۱۲ نفر از افراد جامعه آماری بر اساس معیارهای تحقیق به صورت در دسترس و هدفمند به عنوان نمونه آماری در این تحقیق شرکت کردند. آزمودنی‌ها سابقه ناهنجاری اسکلتی-عضلانی و عصبی-عضلانی شدید و همین‌طور جراحی تأثیرگذار بر الگوی راه رفتن و دویدن نداشتند و تفاوت طول پاهای آنها بیشتر از ۲ سانتی‌متر نبود (آلتون و همکاران ۱۹۹۸). سیستم موشن کپچر، ساخت شرکت نوراکسون<sup>۵</sup> کشور آمریکا (MYO-MOTION) سه‌بعدی، سیستم الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله وایرلس، ساخت شرکت نوراکسون کشور آمریکا (MYO-MUSCLE)، ساخت کشور آمریکا برای اندازه‌گیری‌های کینماتیکی و الکترومایوگرافی مورد استفاده قرار گرفتند. آزمودنی‌ها پس از اطلاع از روند پژوهش، رضایت خود را مبنی بر شرکت در آزمایش، به صورت کتبی اعلام کردند.

برای ثبت الکترومایوگرافی قبل از نصب الکترودها موارد لازم جهت آماده‌سازی سطح بین پوست و الکترودها رعایت شد و برای تعیین محل الکترودها از لمس لندمارک‌های استخوانی و انقباض ایزومتریک استفاده گردید. برای بررسی فعالیت الکتریکی عضلات مورد نظر، الکتروگذاری عضلات دوقلو، راسترانی، پهن داخلی مورب، دوسرانی و سربینی میانی بر اساس پروتکل سنیم<sup>۶</sup> انجام شد (تصویر ۱). پس از قرار دادن الکترودها، سنسورهای مایوموشن روی سگمنت‌ها نصب شد. برای این هدف، در ناحیه میانی سگمنت‌های ران، ساق و پای آزمودنی‌ها سنسورها تعبیه شدند، به گونه‌ای که با الکترودها تداخلی نداشته باشند. سپس فرآیند کالیبراسیون و تنظیم نرخ نمونه‌برداری انجام شد. نرخ نمونه‌برداری سیستم مایوموشن روی ۲۰۰ و سیستم الکترومایوگرافی روی ۱۵۰۰ هرتز تنظیم شد که اطلاعات این دو سیستم هم‌زمان‌سازی (Synchronization) شد.



تصویر ۱: چگونگی نصب الکترودها و سنسورها روی پای آزمودنی

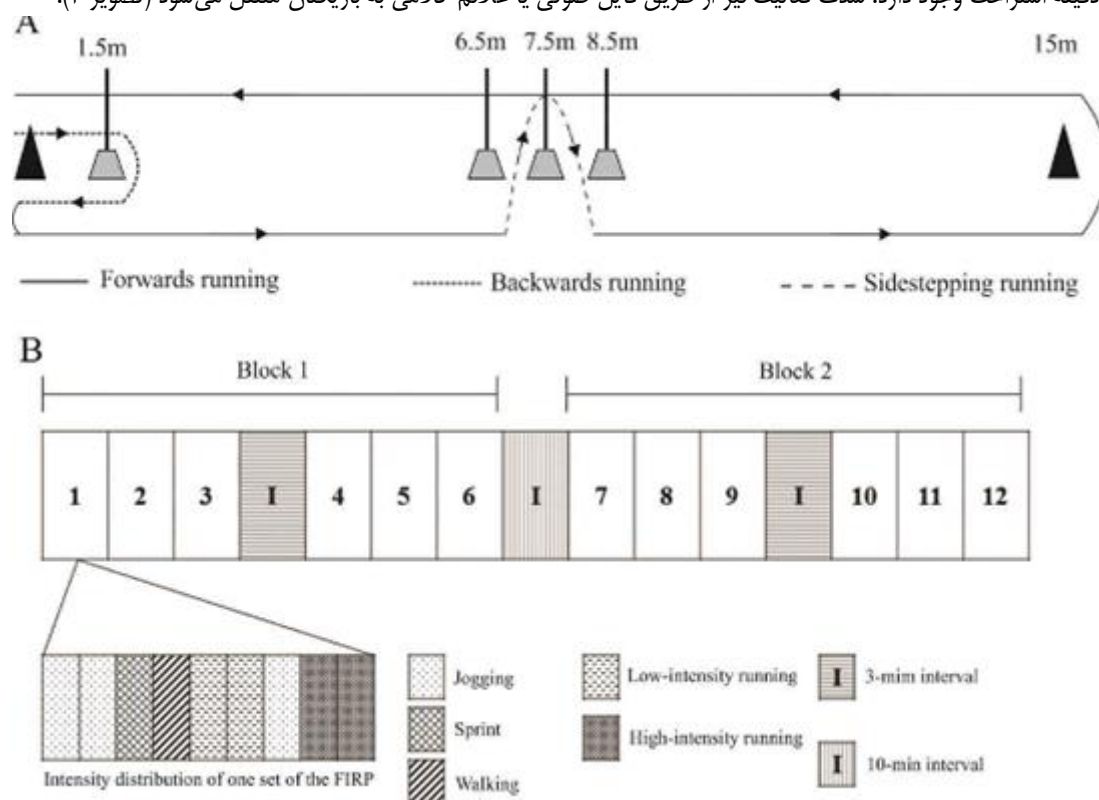
پس از آماده‌سازی، آزمودنی‌ها سه مرتبه آزمون دویدن ده متر با حداکثر سرعت را در مراحل پیش از اعمال پروتکل خستگی، در میانه و پس از پروتکل خستگی مخصوص فوتسال انجام دادند، با ۳۰ ثانیه استراحت بین تکرارها تا اثر خستگی بین تکرارها به حداقل ممکن برسد. بلافاصله (۱۵-۲۰ ثانیه) پس از آزمون دویدن ده متر سرعت، آزمودنی پروتکل خستگی را آغاز کرده یا ادامه می‌داد. داده‌های کینماتیکی و فعالیت عضلانی پای برتر در یکی از بهترین گام‌ها از نظر طبیعی بودن (بین گام هفتم، هشتم یا نهم (به ترتیب اولویت)) جمع‌آوری شد و سپس میانگین گام معین شده در سه آزمون محاسبه شد. به عنوان مثال، یکی از آزمودنی‌ها قبل از انجام پروتکل خستگی

<sup>5</sup> Noraxon

<sup>6</sup> SENIAM Protocol, www.seniam.org

سه آزمون دوییدن ده متر سرعت را انجام داد که با بررسی داده‌های کینماتیکی از نظر طبیعی بودن، گام هفتم سه آزمون انتخاب شده و میانگین آنها برای پردازش اطلاعات محاسبه شد.

پروتکل خستگی FRIP متناسب با خستگی ناشی از مسابقه فوتسال شبیه‌سازی شده است. این پروتکل خستگی شامل حرکاتی نظیر ایستادن (صفر کیلومتر بر ساعت)، راه رفتن (۶ کیلومتر بر ساعت)، جاگینگ (۸/۵ کیلومتر بر ساعت)، دوییدن با شدت متوسط (۱۳ کیلومتر بر ساعت)، دوییدن با شدت زیاد (۱۷ کیلومتر بر ساعت) و دوییدن سریع (بالای ۱۸ کیلومتر بر ساعت) می‌باشد که این سرعت‌ها بر اساس علائم کلامی به آزمودنی‌ها منتقل شد.<sup>[۱۴]</sup> این پروتکل خستگی شامل حرکت در مسیری ۱۵ متری می‌شود با ۴ مانع که فرد حرکت خود را به صورت رفت و برگشت روی آن انجام می‌دهد. پروتکل FRIP بر اساس یک مسابقه فوتسال کامل به دو نیمه تقسیم می‌شود و طی آن بازیکنان بین هر نیمه ده دقیقه استراحت می‌کنند. هر نیمه از پروتکل خستگی نیز خود به دو قسمت تقسیم می‌شود، به طوری که بین هر نیمه ۳ دقیقه استراحت وجود دارد. شدت فعالیت نیز از طریق فایل صوتی یا علائم کلامی به بازیکنان منتقل می‌شود (تصویر ۲).



تصویر ۲: نمایش دهنده پروتکل. A، زمین FRIP. B، توزیع فعالیت‌ها در پروتکل (دال پاپو و همکاران ۲۰۱۴)

برای بررسی هماهنگی بین مفصلی از روش فاز نسبی پیوسته (CRP) استفاده شد. برای این منظور از اطلاعات مربوط به کینماتیک سنسور روی پا و با توجه به الگوی دوییدن کینماتیک نرمال (نمودار ران در صفحه ساجیتال)، چرخه‌های دوییدن جدا گردید. از بین حدود ده گام پیموده شده توسط دهنده در مسیر ده متری، سه گام هفتم، هشتم و نهم جدا گردید. فرکانس برش اطلاعات کینماتیکی با استفاده از آنالیز باقی‌مانده ۸ هرتز تعیین شد و سپس با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث<sup>۷</sup> مرتبه ۴، اطلاعات فیلتر شد. گام بعدی به نرمال‌سازی زمانی برحسب چرخه گام (۰ تا ۱۰۰ درصد) روی اطلاعات موقعیت و سرعت زاویه‌ای مفاصل مربوط می‌شد. مقادیر جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای بر حسب حداکثر مقدار مطلق خود نرمال شد (مقداری بین -۱ و +۱). مختصات کارترین هر داده روی این فاز پلن به مختصات قطبی<sup>۸</sup> تبدیل شد. مؤلفه زاویه فازی به وسیله فرمول ۱ ارائه می‌شود:

$$\varphi(t) = \tan^{-1} \left( \frac{\dot{\theta}(t)}{\theta(t)} \right)$$

فرمول ۱: محاسبه مؤلفه زاویه فازی

<sup>7</sup> Butterworth

<sup>8</sup> Polar

در این معادله  $\dot{\Theta}$  سرعت زاویه‌ای نرمال شده،  $\Theta$  جابه‌جایی زاویه‌ای نرمال شده و  $\varphi$  زاویه فازی در زمان  $t$  است.<sup>[۱۳]</sup> CRP<sup>۹</sup> بین دو سگمنت را می‌توان به عنوان اختلاف بین زوایای فازی محاسبه کرد که از طریق تفریق زاویه فازی سگمنت دیستال از پروگزیمال قابل دستیابی است. به عنوان مثال CRP بین ساق و پا طی دویدن با استفاده از فرمول ۲ محاسبه می‌شود:

$$\Phi(t) = \varphi_{shank}(t) - \varphi_{foot}(t)$$

فرمول ۲: محاسبه CRP بین ساق و پا

در این معادله  $\Phi$  ساق زاویه فازی ساق،  $\varphi$  پا هم زاویه فازی پا،  $\Phi$  نیز CRP در هر بازه زمانی  $t$  است.<sup>[۱۳]</sup> در محاسبه مولفه زاویه فازی، خروجی آرک تانژانت مقداری بین ۹۰- تا ۹۰+ به خود می‌گیرد؛ بنابراین، خروجی داده نیازمند اصلاح است تا مطمئن شده مؤلفه فازی در دامنه مناسبی محاسبه شده است.

CRP در همان مفصلی محاسبه شد که در مقالات گذشته مربوط به هماهنگی دویدن مورد استفاده قرار گرفته بود.<sup>[۱۳۹]</sup> ساجیتال ران-ساجیتال زانو؛ ساجیتال زانو-فرونیتال پا؛ ساجیتال زانو-ساجیتال مچ پا؛ هوریزنتال ران-هوریزنتال ران-ساجیتال زانو؛ هوریزنتال زانو-فرونیتال مچ پا؛ ساجیتال ران-ساجیتال مچ پا میانگین موقعیت زاویه‌ای مفاصل ران، زانو و مچ پا طی یک چرخه دویدن قبل، حین و بعد خستگی در شکل ۲ نشان داده شده است. در مرحله آخر بر اساس منابع گذشته میانگین CRP در ۴ فاز ۰-۲۵، ۲۵-۵۰، ۵۰-۷۵، ۷۵-۱۰۰ درصدی مورد محاسبه قرار گرفت.<sup>[۱۳۸]</sup> این تقسیم‌بندی به محقق این امکان را می‌دهد تا تغییرات هماهنگی را در فواصل معین سیکل دویدن و شناسایی مورد بررسی قرار دهد. میانگین فاز پیوسته در هر کدام از فازها به عنوان شاخص هماهنگی در آن فاز تعریف شد.<sup>[۱۳۷]</sup>

اطلاعات الکترومایوگرافی ۵ عضله دوقلو، راست‌رانی، دوسرانی، پهن داخلی و سیرینی میانی در هر چرخه گام ابتدا به وسیله فیلتر میان گذر ۱۰-۵۰ هرتز فیلتر شد. سپس اطلاعات از طریق فرآیند نرمال‌سازی زمانی<sup>۱۰</sup> بر حسب چرخه دویدن نرمال‌سازی زمانی شد. در مرحله بعد RMS اطلاعات هر عضله در پنجره زمانی ۰-۱۰۰ درصد، ۰-۲۵ درصد، ۲۵-۵۰ درصد، ۵۰-۷۵ درصد و ۷۵-۱۰۰ درصد چرخه مورد محاسبه قرار گرفت تا از این طریق نشان‌دهنده وقایع مشترکی در فازهای کینماتیکی باشد. سپس RMS سیگنال خام هر عضله در بازه ۱۰۰ میلی‌ثانیه مورد محاسبه قرار گرفت. در مرحله بعد RMS حداکثر فعالیت ارادی هر عضله نیز در پنجره زمانی ۲۰۰ میلی‌ثانیه مورد محاسبه قرار گرفت. سپس از طریق فرمول ۳ RMS فعالیت اصلاح و نرمالایزشده هر عضله در هر پنجره زمانی مورد محاسبه قرار گرفت.

$$X_{norm} = \frac{X - X_b}{X_{peak} - X_b}$$

فرمول ۳: محاسبه RMS نرمالایزشده

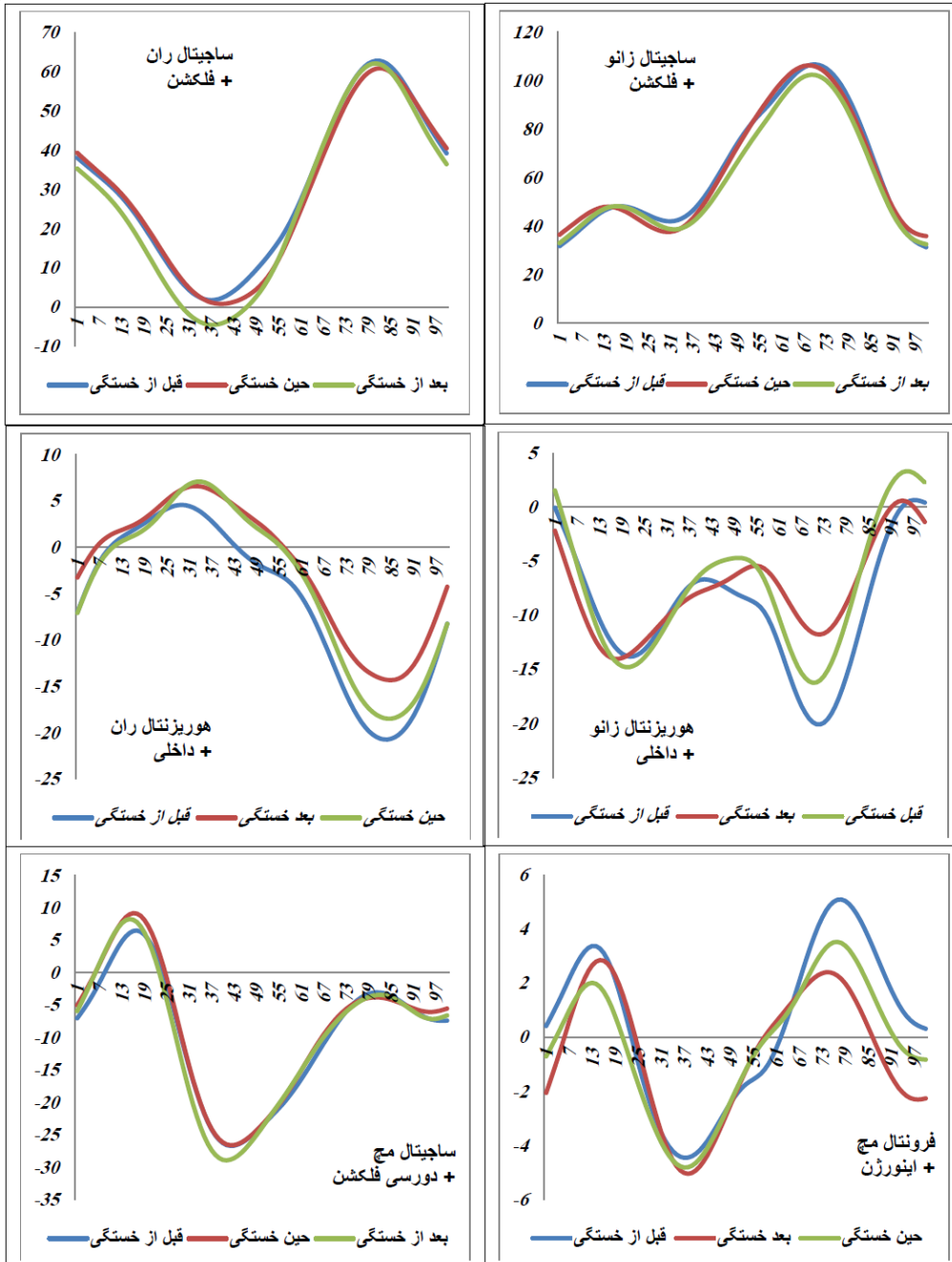
در رابطه بالا  $X_{norm}$  (RMS نرمالایزشده)،  $X$  (RMS خام)،  $X_b$  (RMS بیس لاین)،  $X_{peak}$  (RMS حداکثر فعالیت ارادی) می‌باشد. RMS<sup>۱۱</sup> فعالیت، اصلاح و نرمالایزشده هر عضله در هر پنجره زمانی مورد محاسبه قرار گرفت. میانگین متحرک RMS عضلات اندام تحتانی یک آزمودنی طی دویدن در پنجره زمانی ۵۰ میلی‌ثانیه در تصویر ۳ آمده است. از آمار توصیفی (میانگین، انحراف استاندارد و ضریب تغییرات) به منظور توصیف اطلاعات استفاده شد. در این تحقیق آزمون شاپیرو-ویلک<sup>۱۲</sup> به منظور تعیین طبیعی بودن اطلاعات استفاده شد. به منظور مقایسه هماهنگی و الکترومایوگرافی در سه حالت قبل از خستگی، حین خستگی و پس از خستگی از آزمون آنالیز واریانس با روش اندازه‌گیری مکرر استفاده شد. از آزمون تعقیبی بونفرونی نیز به منظور شناسایی محل معناداری استفاده شد ( $P < 0.05$ ).

<sup>9</sup> Continuous Relative Phase

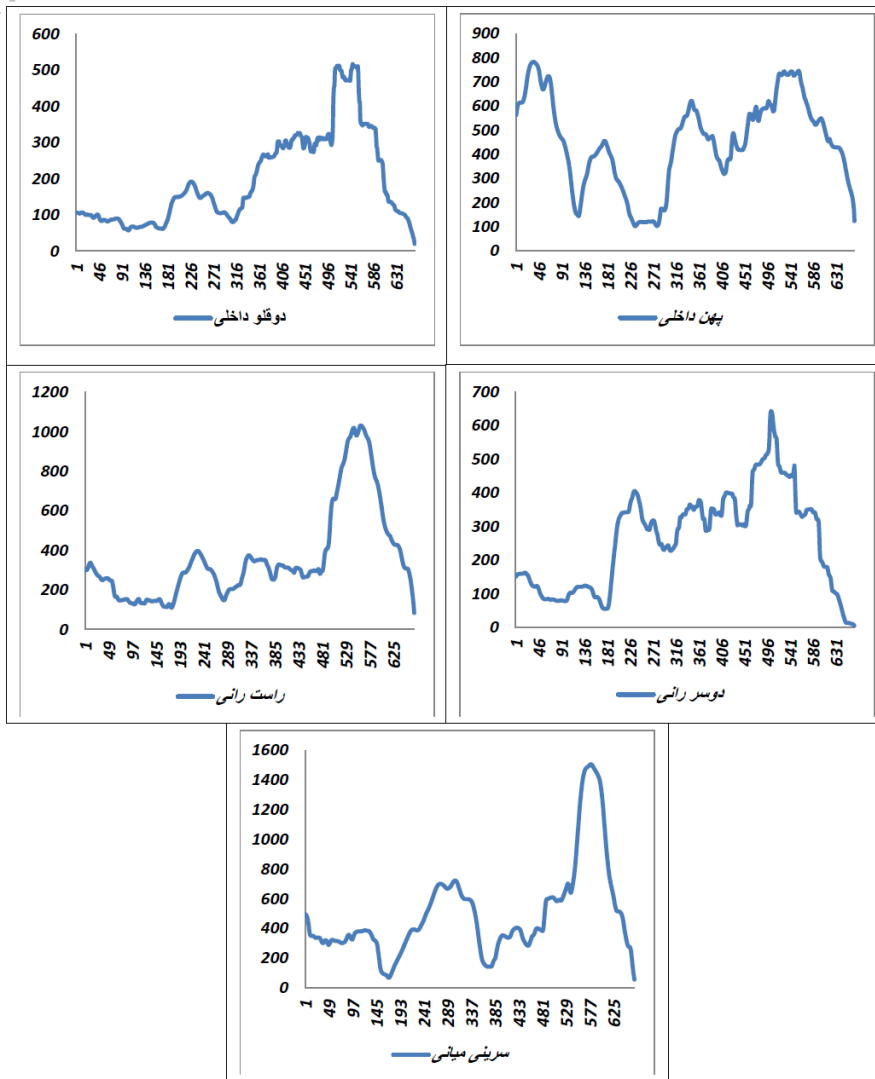
<sup>10</sup> Time Normalization

<sup>11</sup> Root Mean Square

<sup>12</sup> Shapiro-Wilk



تصویر ۳: میانگین موقعیت زاویه‌ای مفاصل ران، زانو و مچ پا طی یک چرخه دویدن قبل، حین و بعد خستگی



تصویر ۴: میانگین متحرک RMS عضلات اندام تحتانی یک آزمودنی طی دویدن در پنجره زمانی ۵۰ میلی ثانیه

## یافته‌ها

میانگین و انحراف استاندارد هماهنگی مفاصل ران، زانو و مچ پا در سه صفحه طی فاز اول تا چهارم دویدن (۰ تا ۲۵ درصد) (۲۵ تا ۵۰ درصد) (۵۰ تا ۷۵ درصد) (۷۵ تا ۱۰۰ درصد) قبل، حین و بعد از خستگی در جدول ۱ ارائه شده است. همچنین میانگین و انحراف استاندارد سطح زیر منحنی (IEMG) فعالیت پنج عضله دوقلوی داخلی، پهن داخلی مایل، راست رانی، دوسر رانی و سرینی میانی طی فاز اول تا چهارم دویدن (۰ تا ۲۵ درصد) (۲۵ تا ۵۰ درصد) (۵۰ تا ۷۵ درصد) (۷۵ تا ۱۰۰ درصد) قبل، حین و بعد از خستگی در جدول ۲ ارائه شده است. کلیه اطلاعات الکترومایوگرافی برحسب حداکثر فعالیت ارادی نرمال شده‌اند. نتایج تحقیق حاضر نشان داد در هماهنگی مفاصل ران و زانو در صفحه ساجیتال در فاز سوم دویدن (قبل و حین خستگی)، مفاصل زانو و مچ پا در صفحه ساجیتال در هر چهار فاز (قبل و حین؛ قبل و بعد خستگی) و مفاصل ران و مچ پا ساجیتال در فاز دوم و چهارم (قبل و حین؛ قبل و بعد خستگی) تفاوت معناداری وجود دارد ( $P < 0.05$ ). همچنین یافته‌ها نشان داد بین فعالیت دوقلو در فاز سوم قبل و بعد از خستگی و دوسر رانی در فاز سوم قبل و بعد از خستگی تفاوت معناداری وجود دارد ( $P < 0.05$ ).



جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد هماهنگی مفاصل ران زانو و مچ پا در سه صفحه طی فاز اول تا چهارم دوییدن (+ تا ۲۵ درصد) (۲۵ تا ۵۰ درصد) (۵۰ تا ۷۵ درصد) (۷۵ تا ۱۰۰ درصد) قبل، حین و بعد از خستگی به همراه نتایج آزمون آنالیز واریانس و آزمون تعقیبی

هماهنگی CRP	فاز اول			فاز دوم			فاز سوم			فاز چهارم		
	قبل	حین	بعد	قبل	حین	بعد	قبل	حین	بعد	قبل	حین	بعد
ساجیتال ران/	-۰/۲۳	-۰/۱۸	-۰/۱۹	-۰/۲۳	-۰/۱۸	-۰/۲	-۰/۲۵*	-۰/۱۷*	-۰/۲۲	-۰/۱۸	-۰/۱۵	-۰/۱۶
ساجیتال زانو	(۰/۰۷)	(۰/۰۷)	(۰/۰۵)	(۰/۰۶)	(۰/۰۷)	(۰/۰۶)	(۰/۰۶)	(۰/۰۸)	(۰/۰۷)	(۰/۰۵)	(۰/۰۶)	(۰/۰۶)
ساجیتال زانو/	-۰/۵۸	-۰/۶	-۰/۵۴	-۰/۵۹	-۰/۶۲	-۰/۵۳	-۰/۵۸	-۰/۵۶	-۰/۵۴	-۰/۵۵	-۰/۴۸	-۰/۴۸
فرونال مچ پا	(۰/۱۳)	(۰/۱۵)	(۰/۱)	(۰/۱۵)	(۰/۱۱)	(۰/۱۱)	(۰/۱۵)	(۰/۰۹)	(۰/۱)	(۰/۱۲)	(۰/۰۹)	(۰/۰۹)
ساجیتال زانو/	-۰/۱۷*	-۰/۱*	-۰/۰۸*	-۰/۱۷*	-۰/۰۴*	-۰/۰۵*	-۰/۱۷*	-۰/۰۲*	-۰/۰۷*	-۰/۰۳*	-۰/۰۲*	-۰/۰۲*
ساجیتال مچ	(۰/۱۲)	(۰/۰۹)	(۰/۰۷)	(۰/۰۹)	(۰/۰۹)	(۰/۰۶)	(۰/۰۶)	(۰/۰۷)	(۰/۰۹)	(۰/۰۶)	(۰/۰۷)	(۰/۰۷)
هوریزنتال ران/	-۰/۰۶۳	-۰/۰۲	-۰/۰۶	-۰/۰۴	-۰/۰۱	-۰/۰۴	-۰/۰۳	-۰/۰۲	-۰/۰۵	-۰/۰۲	-۰/۰۲	-۰/۰۴
هوریزنتال زانو	(۰/۱۵)	(۰/۰۹)	(۰/۱۵)	(۰/۱۳)	(۰/۱)	(۰/۱۳)	(۰/۱۳)	(۰/۱)	(۰/۱۳)	(۰/۱)	(۰/۱۶)	(۰/۱۶)
هوریزنتال ران/	-۰/۴۴	-۰/۴۴	-۰/۴۶	-۰/۴۳	-۰/۴۱	-۰/۴۴	-۰/۴۱	-۰/۳۸	-۰/۴۳	-۰/۳۵	-۰/۳۸	-۰/۳۸
ساجیتال زانو	(۰/۱۱)	(۰/۱۵)	(۰/۱)	(۰/۱۲)	(۰/۱۳)	(۰/۱۳)	(۰/۱۱)	(۰/۱۷)	(۰/۱۵)	(۰/۱۳)	(۰/۱۴/۱۴)	(۰/۱۴/۱۴)
هوریزنتال زانو/	-۰/۲	-۰/۱۸	-۰/۱۴	-۰/۲	-۰/۱۹	-۰/۱۳	-۰/۲	-۰/۱۶	-۰/۱۶	-۰/۱۷	-۰/۱۴	-۰/۱۴
فرونال مچ پا	(۰/۱۴)	(۰/۱۱)	(۰/۱۲)	(۰/۱۷)	(۰/۰۸)	(۰/۱۳)	(۰/۱۶)	(۰/۰۸)	(۰/۱۱)	(۰/۱)	(۰/۱۲)	(۰/۱۲)
ساجیتال ران/	-۰/۰۵۹	-۰/۰۵	-۰/۰۱۱	-۰/۰۵*	-۰/۰۱۳*	-۰/۰۱۴	-۰/۰۰۸	-۰/۰۱۴	-۰/۰۱۴	-۰/۰۱۳	-۰/۰۱۴*	-۰/۰۱۴*
ساجیتال مچ	(۰/۰۸)	(۰/۰۸)	(۰/۰۵)	(۰/۰۷)	(۰/۰۵)	(۰/۰۵)	(۰/۰۷)	(۰/۰۳)	(۰/۰۶)	(۰/۰۵)	(۰/۰۵)	(۰/۰۵)

\* و # تفاوت معنادار در سطح ۰/۰۵

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد سطح زیر منحنی (IEMG) فعالیت پنج عضله دوقلوی داخلی، پهن داخلی مایل، راست رانی، دوسرانی و سرینی میانی (میلی ولت) طی فاز اول تا چهارم دوییدن (+ تا ۲۵ درصد) (۲۵ تا ۵۰ درصد) (۵۰ تا ۷۵ درصد) قبل، حین و بعد از خستگی به همراه نتایج آزمون آنالیز واریانس و آزمون تعقیبی

هماهنگی CRP	فاز اول			فاز دوم			فاز سوم			فاز چهارم		
	قبل	حین	بعد	قبل	حین	بعد	قبل	حین	بعد	قبل	حین	بعد
دوقلو داخلی	-۰/۵۴	-۰/۷۵	-۰/۸۱	-۰/۵۵	-۰/۸۹	-۰/۷۶	-۰/۵۷	-۰/۸۷*	-۰/۳۶*	-۰/۰۹	-۰/۹۶	-۰/۰۴
	(۰/۳۴)	(۰/۶۹)	(۰/۷۵)	(۰/۳۸)	(۰/۶)	(۰/۵۶)	(۰/۸۲)	(۰/۹۶)	(۰/۶۹)	(۰/۱۸)	(۰/۶۹)	(۰/۸۱)
پهن داخلی مایل	-۰/۵۴	-۰/۶۶	-۰/۹	-۰/۶۳	-۰/۹۳	-۰/۷۱	-۰/۶۱	-۰/۳۶	-۰/۰۹	-۰/۳۴	-۰/۵۵	-۰/۶۶
	(۰/۵۸)	(۰/۶۲)	(۱/۲۴)	(۰/۴۶)	(۰/۸۸)	(۰/۵۳)	(۰/۸۹)	(۰/۹۶)	(۰/۴۳)	(۰/۹)	(۰/۸)	(۰/۸)
راست رانی	-۰/۳۲	-۰/۴۹	-۰/۶۱	-۰/۵۲	-۰/۸۲	-۰/۴	-۰/۷۳	-۰/۰۹	-۰/۲۸	-۰/۵۲	-۰/۵۲	-۰/۱۱
	(۰/۳۲)	(۰/۴۹)	(۰/۶۱)	(۰/۵۲)	(۰/۸۲)	(۰/۴)	(۰/۷۳)	(۰/۰۹)	(۰/۲۸)	(۰/۵۲)	(۰/۵۲)	(۰/۱۱)
دوسرانی	-۰/۲۴	-۰/۳	-۰/۳۹	-۰/۴۲	-۰/۵	-۰/۵۶	-۰/۵۱	-۰/۹۳*	-۰/۷۴*	-۰/۶۳	-۰/۹۱	-۰/۶۲
	(۰/۱۶)	(۰/۳۶)	(۰/۱۸)	(۲/۶)	(۱/۲۲)	(۰/۲۶)	(۰/۲۹)	(۰/۹۹)	(۰/۳۲)	(۰/۵۲)	(۲/۵۷)	(۰/۱۵)
سرینی میانی	-۰/۶۵	-۰/۷	-۰/۷۱	-۰/۳۴	-۰/۶۸	-۰/۴۶	-۰/۲۹	-۰/۴۶	-۰/۰۹	-۰/۴۴	-۰/۹	-۰/۶۴
	(۰/۳۶)	(۰/۹۳)	(۰/۴۱)	(۰/۲۱)	(۰/۷۶)	(۰/۴۵)	(۰/۱۳)	(۰/۴۶)	(۱/۶۸)	(۰/۲۲)	(۱/۱)	(۰/۵۶)

\* و # تفاوت معنادار در سطح ۰/۰۵

## بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر بررسی اثر خستگی در زمانهای مختلف FIRP بر هماهنگی مفاصل اندام تحتانی بازیکنان فوتسال بود. یافته‌های تحقیق نشان داد در صفحه ساجیتال و بین مفاصل اندام تحتانی در این صفحه با قبل، حین و بعد از خستگی FRIP تفاوت معناداری وجود دارد. به طور اختصاصی تر، هماهنگی مفاصل ران زانو در فاز سوم دوییدن (قبل و حین خستگی) کاهش پیدا کرده بود. هماهنگی مفاصل ران و مچ پا در فازهای دوم (قبل و حین خستگی) و چهارم (قبل و بعد خستگی) کاهش یافته بود. سایر تفاوت‌ها مربوط می شد به مفاصل زانو و مچ پا که در هر چهار فاز قبل و حین و قبل و بعد از خستگی هماهنگی افت کرده بود. نکته جالب این بود که بین هماهنگی مفصل زانوی ساجیتال و مچ پای فرونتال حین یا پس از خستگی تفاوتی در معناداری مشاهده نشد. این یافته در تأیید با یافته‌های محققین گذشته بود که به تأثیر خستگی بر تعامل بین سگمنت‌ها و یا مفاصل اندام تحتانی به دنبال خستگی

طی دویدن اشاره کرده بودند. در همین راستا میلر و همکاران<sup>[۲۱]</sup> به تأثیر خستگی طی دویدن طولانی روی فلکشن زانو طی فاز استنس و سرعت دورسی فلکشن مچ پا اشاره داشتند؛ به طوری که خستگی موجب افزایش فلکشن زانوی لودینگ ریسپانس می‌شود و سرعت دورسی فلکشن مچ پا نیز در این شرایط افزایش می‌یابد. دال پاپو و همکاران<sup>[۲۲]</sup> مشابه این کار از خستگی شبیه‌سازی شده فوتسال FIRP استفاده کرده بودند. در این مطالعه بررسی هماهنگی با استفاده از فاز نسبی پیوسته روی سگمنت‌های اندام تحتانی در دو فاز استنس و نوسان صورت گرفت. در این مطالعه نشان داده شد خستگی مخصوص فوتسال روی نرخ گام‌برداری تأثیر می‌گذارد و موجب کاهش آن می‌شود و همچنین سرعت زاویه‌ای ساق را افزایش می‌دهد. با این حال در هماهنگی سگمنت‌های ران و ساق و پا تأثیری ندارد؛ از این رو می‌توان یافته‌های مطالعه کنونی را در تناقض با مطالعه دال پاپو و همکاران<sup>[۲۲]</sup> دانست، تفاوتی که به نظر می‌رسد در درجه اول به دلیل تغییر در معیارهای محاسبه هماهنگی باشد، به طوری که در این مطالعه از هماهنگی بین مفاصل استفاده شد، در حالی که در مطالعه مذکور هماهنگی بین سگمنت‌ها محاسبه شد؛ از این رو شاید بتوان تناقض در یافته‌های این مطالعه را توجیه نمود، چون علی‌رغم وجود تفاوت در متغیرهای کینماتیکی در هماهنگی تفاوتی مشاهده نشد.

دویدن سرعتی از مؤلفه‌های اصلی اغلب حرکات ورزشی است و هر فاز آن از چندین بخش تشکیل شده که با دوره‌های زمانی تعریف می‌شوند که در آن پای تماس در زمان تماس، فاز تماس را حاصل می‌کند و سپس قبل از برخورد پای دیگر با زمین در فاز نوسان بازبایی می‌شود. کینماتیک پای استقرار نقش مهمی در تولید نیروی عکس‌العمل زمین پیشران در هر گام بر عهده دارد که مستقیماً روی عملکرد دویدن سرعتی تأثیر می‌گذارد.<sup>[۲۳]</sup> در همین راستا سرعت زاویه‌ای مفاصل ران و زانو در صفحه ساجیتال پای استقرار نقش مهمی در تولید نیروی عکس‌العمل پیشروی در فاز شتاب دویدن بر عهده دارد.<sup>[۲۴]</sup> نواچک<sup>[۲۴]</sup> نیز عنوان کرد افزایش سرعت دویدن با افزایش دامنه حرکتی فلکشن ران در ارتباط است که به موجب آن طول گام افزایش می‌یابد. با این حال در حالی که بررسی کینماتیک مفاصل منفرد اطلاعات ارزشمندی در خصوص مکانیک دویدن سرعتی فراهم می‌کند، تاکنون اطلاعات کمی در خصوص تعامل بین مفاصل مختلف ارائه شده است؛ از این رو با توجه به نتایج این تحقیق که به بررسی نقش تعاملی مفاصل حین دویدن پرداخته است، می‌توان هماهنگی مفاصل ران و زانو طی دویدن سرعتی را به عملکرد دوندگان ارتباط داد. نتایج این مطالعه نشان داد هماهنگی مفاصل ران و زانو در صفحه ساجیتال به دنبال خستگی مخصوص فوتسال افت می‌کند و از این رو با توجه به نقش این دو مفصل در همکاری برای پیشروی، کاهش هماهنگی را می‌توان از جمله یکی از موارد مؤثر در اختلال عملکرد دویدن دانست. در همین راستا دال پاپو و همکاران<sup>[۲۲]</sup> عنوان کردند که به دنبال خستگی مخصوص فوتسال، نرخ گام‌برداری در دویدن سرعتی افت می‌کند، افتی که اختلال در تعامل مفاصل ران و زانو در تولید نیروی پیشروی به دنبال خستگی را می‌توان علت اصلی آن دانست.

ماتیس<sup>[۲۵]</sup> اشاره کرد که مؤلفه ضروری تولید سرعت دویدن، پلانترفلکشن مچ پا و اکستنشن زانو قبل از جدا شدن پنجه از زمین است. این مطلب نشان می‌دهد الگوهای حرکت مورد استفاده طی دویدن سرعتی ممکن است به وسیله ترکیبی از تعاملات بخش‌های بدن یا کوپلینگ مفصلی خصوصاً دو مفصل زانو و مچ پا میسر شود.<sup>[۲۳]</sup> در همین راستا دریکس و دیویس<sup>[۲۶]</sup> به منظور شناسایی الگوهای کوپلینگ مفاصل دونده‌ها از آنالیز CRP استفاده کردند. برخلاف سایر مطالعاتی که به بررسی یک مفصل منفرد روی دویدن می‌پرداخت، در این مطالعه نیز بحث روی چگونگی جفت شدن حرکت دو مفصل بود. نتایج نشان داد هماهنگی مفاصل زانو و مچ پا پس از خستگی مخصوص فوتسال افت می‌کند. همان‌طور که عنوان شد با توجه به نقش دو مفصل زانو و مچ پا در تولید سرعت دویدن، این افت می‌تواند تأثیر زیادی در افت عملکرد بازیکنان فوتسال داشته باشد. زانو و مچ پا در لحظه جدا شدن پنجه هماهنگی زیادی دارند که برای انتقال از استنس به نوسان بسیار مورد نیاز است. برخلاف کوپلینگ مفاصل ران-زانو که در ابتدای استقرار هم‌فازتر هستند، کوپلینگ زانو-مچ پا به سمت خارج فاز شدن حرکت می‌کند؛ به طوری که پیک آن در میداستنس رخ می‌دهد. تغییر ناگهانی الگوهای هماهنگی به انتقال فازی نسبت داده می‌شود.<sup>[۲۷]</sup> خارج از فاز شدن حرکت مچ پا-زانو در میداستنس را می‌توان به جهت عکس حرکت یک مفصل در کوپلینگ نسبت داد که موجب تغییر در الگوی هماهنگی از فاز انتقال به ترمز می‌شود. همان‌طور که در پروفایل زاویه مفصل به نمایش درآمده است، میداستنس با انتقال سریع بین دورسی فلکشن و پلانتر فلکشن مچ پا در ارتباط است. الگوی کوپلینگ زانو-مچ پا در میداستنس را می‌توان به تغییر ناگهانی سرعت زاویه‌ای مچ پا به زانو دانست که موجب می‌شود زاویه نسبی زانو و مچ پا شبیه هم نباشند؛ این غیر هم‌فازی‌ها در زانو مچ پا صرفاً می‌تواند به دلیل نیاز به انتقال از توقف به سوی پیشروی باشد. با توجه به این نکات، وظیفه هماهنگی دو مفصل زانو و مچ پا در جذب بارها طی تماس اولیه و انتقال به سمت تولید نیرو در پیشروی است. در فاز نوسان نیز وظیفه کلیرینگ و آمادگی برای تماس بعدی را بر عهده دارند؛ از این رو کاهش هماهنگی دو مفصل مچ پا و زانو پس از خستگی روی تعامل این مفاصل در تحقق این دو رویداد مهم تأثیر زیادی می‌گذارد.

نتایج مطالعه کنونی نشان داد فعالیت عضله دوقلوی داخلی در فاز سوم دویدن پس از خستگی مخصوص فوتسال افت معناداری داشته است. همچنین فعالیت عضله دوسرانی پس از خستگی افت محسوسی داشته است. این یافته‌ها در تأیید با یافته‌های مارشال و همکاران<sup>[۲۸]</sup>

است که عنوان کردند بیشینه فعالیت همسترینگ (دوسرانی) پس از خستگی مخصوص فوتبال افت داشته است. همچنین این یافته‌ها در تأیید با یافته‌های اسمال و همکاران<sup>[۲۹]</sup> بود که عنوان شد خستگی موجب افت قابلیت تولید گشتاور همسترینگ می‌شود. از سویی دیگر، دال پایو و همکاران<sup>[۱۴]</sup> عنوان کردند پس از خستگی مخصوص فوتسال که در این تحقیق نیز مورد استفاده قرار گرفته بود، قابلیت تولید گشتاور فلکسوری و اکستنسوری زانو در فاز کانستریک کاهش می‌یابد که می‌تواند به طور غیرمستقیم در تأیید با یافته‌های این مطالعه باشد.

با این حال، یافته‌های مطالعه کنونی تفاوت معناداری در اثر خستگی مخصوص فوتسال روی فعالیت الکتریکی عضله پهن داخلی، راست-رانی و سربینی میانی نشان ندادند. این یافته‌ها می‌تواند در تناقض با یافته‌های دال پایو و همکاران<sup>[۱۴]</sup> باشد که عنوان کردند خستگی باعث کاهش قابلیت تولید گشتاور اکستنسورهای زانو می‌شود. البته تست گشتاور اکستنسور گرفته شده در آن مطالعه با استفاده از دستگاه ایزوکینتیک بود و تست مورد استفاده در مطالعه کنونی دویدن سرعتی، هرچند پروتکل خستگی مشابه بود. همچنین یافته‌های این مطالعه در تناقض با یافته‌های نوملا و همکاران<sup>[۳۰]</sup> بود که عضله راست رانی را یکی از عضلات مهم هنگام دویدن سرعتی دانستند که به دنبال خستگی دچار اختلال فعالیت و عملکرد می‌شود. با این حال تفاوت در پروتکل خستگی شاید یکی از دلایل این تناقضات باشد.

یکی از مهمترین عضلات طی دویدن سرعتی همسترینگ است. محققین مختلف به نقش همسترینگ در تولید نیروی اصلی پیشروی اشاره داشته‌اند.<sup>[۳۱][۳۲][۳۳]</sup> همان طور که در تصویر ۲ به نمایش درآمده است، همسترینگ عضله‌ای است که در طول فاز استقرار فعال است.<sup>[۳۱][۳۲]</sup> با این حال در فاز نوسان نیز همسترینگ عضله‌ای فعال است.<sup>[۳۱][۳۲][۳۳]</sup> اهمیت همسترینگ طی دویدن سرعتی به حدی است که با افزایش سرعت دویدن، فعالیت این عضله نیز افزایش چشم‌گیری می‌یابد.<sup>[۳۱][۳۴][۳۵]</sup> با این حال، حداکثر فعالیت همسترینگ در انتهای نوسان و ابتدای استقرار مشاهده شد، هرچند فعالیت این عضله در انتهای نوسان دو تا سه برابر فعالیت در فاز استنس بود<sup>[۳۲]</sup>؛ از این رو به نظر می‌رسد خستگی از طریق تأثیرگذاری روی فعالیت و قابلیت تولید نیروی عضله، تأثیر بسزایی روی عملکرد دویدن سرعتی داشته است. از سویی دیگر، خستگی همسترینگ می‌تواند ریسک بروز آسیب طی دویدن را نیز افزایش دهد. در همین راستا دال پایو و همکاران<sup>[۱۴]</sup> عنوان کردند خستگی مخصوص فوتسال موجب افزایش زاویه گشتاور اکستریک فلکسورهای زانو می‌شود و در نسبت گشتاور چهارسر به همسترینگ نیز تغییراتی ایجاد می‌شود. در نتیجه خستگی فوتسال علاوه بر اختلال در عملکرد می‌تواند موجب افزایش ریسک بروز آسیب همسترینگ خصوصاً آسیب استرین عضله طی استارت‌های سرعتی فوتسال شود.

عضله دوقلو نیز عضله مهم دیگری است که در طول فاز استنس فعال است.<sup>[۳۱][۳۵]</sup> همچنین عضله نعلی در فاز توقف فعال است و پیک فعالیت آن پس از برخورد با زمین رخ می‌دهد.<sup>[۳۵]</sup> دوقلو و نعلی در فاز نوسان نیز به صورت پیش‌فعالیت منقبض هستند.<sup>[۳۵][۳۶]</sup> ماتیس<sup>[۲۵]</sup> اشاره کرد که مؤلفه ضروری تولید سرعت دویدن، پلانترفلکشن مچ پا قبل از جدا شدن پنجه از زمین است و از آنجایی که در مطالعه کنونی خستگی مخصوص فوتسال تأثیر معناداری روی افت فعالیت دوقلو داشت، به نظر می‌رسد یکی از مؤلفه‌های اصلی مخصوص تولید نیروی پیشروی در کنار همسترینگ به دنبال خستگی دچار اختلال شده باشد. در پژوهش حاضر محدوده تحت کنترل محقق: سلامت فیزیکی آزمودنی‌ها (فاقد هیچ‌گونه ناهنجاری اندام تحتانی باشند)، شرایط محیطی و آزمایشگاه، سطح آمادگی و فنی آزمودنی‌ها و زمان انجام پیش و پس‌آزمون و محدودیت‌های خارج از کنترل محقق: عدم اطمینان از مطلوب بودن شرایط روحی و فیزیولوژیکی آزمودنی‌ها در روز آزمون و عدم اطمینان از مناسب بودن خواب و عدم خستگی آزمودنی‌ها قبل از آزمون بود.

## نتیجه‌گیری

به طور کلی به نظر می‌رسد خستگی اختصاصی فوتسال تأثیر زیادی خصوصاً بر تعامل عضلات و مفاصل اندام تحتانی در صفحه ساجیتال داشته باشد، با این حال به نظر می‌رسد نقش و تأثیرپذیری مفصل و عضلات زانو خصوصاً همسترینگ پس از خستگی به مراتب بیشتر در دویدن سرعتی آشکار باشد، تأثیری که هم از جنبه نقش تعاملی با سایر مفاصل و هم از جنبه تولید نیرو می‌تواند مهم باشد؛ از این رو باید توجه ویژه‌ای روی مفصل زانو و عضلات این مفصل خصوصاً همسترینگ شود، چون همسترینگ یکی از اصلی‌ترین عضلات مسئول پیشروی و تولید سرعت دویدن می‌باشد و از دست رفتن قابلیت این عضله پس از خستگی می‌تواند عملکرد بازیکنان فوتسال را با اختلال جدی روبرو نماید. از سویی دیگر، اختلال در هماهنگی مفاصل و همچنین کاهش قابلیت تولید نیروی همسترینگ می‌تواند بازیکنان فوتسال را پس از خستگی در معرض آسیب جدی نظیر استرین این عضله قرار دهد. در مجموع به مربیان و مسئولین مسئول آمادگی جسمانی ورزشکار تأکید می‌شود به منظور حذف اثرات خستگی تأکید بیشتری بر تمرین مخصوص افزایش استقامت و حفظ تنش عضلات اندام تحتانی خصوصاً همسترینگ و دوقلو نمایند.

## تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از رساله دکتری تربیت بدنی و علوم ورزشی (بیومکانیک ورزشی) آقای مهدی منصوری به راهنمایی دکتر علی اشرف جمشیدی و دکتر مهدی خالقی و مشاوره دکتر فرشته افتخاری می‌باشد و داده‌های این پژوهش در دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی

## منابع

1. Girard, O., Micallef, J.-P., & Millet, G. P. Changes in spring-mass model characteristics during repeated running sprints. *European Journal of Applied Physiology*. 2011;111:125–134.
2. Morin, J.-B., Samozino, P., Edouard, P., & Tomazin, K. Effect of fatigue on force production and force application technique during repeated sprints. *Journal of Biomechanics*. 2011;44: 2719–2723.
3. Pinniger, G., Steele, J., & Groeller, H. Does fatigue induced by repeated dynamic efforts affect hamstring muscle function? *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2000;32:647–653.
4. Small, K., McNaughton, L. R., Greig, M., & Lovell, R. Soccer fatigue, sprinting and hamstring injury risk. *International Journal of Sports Medicine*. 2009;30:573–578.
5. Delextrat, A., Baliqi, F., & Clarke, N. Repeated sprint ability and stride kinematics are altered following an official match in national level basketball players. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 2013;53:112–118.
6. Bonnard, M., Sirin, A., Oddson, L., & Thorstensson, A. Different strategies to compensate for the effects of fatigue revealed by neuromuscular adaptation processes in humans. *Neuroscience Letters*. 1994;166:101–105.
7. Putnam C.A. Interaction between segments during a kicking motion. In: *Biomechanics VIII-B*. Ed: Matsui H.K.K. Champaign IL: Human Kinetics. 1983;688-694.
8. Rodacki, A. L. F., Fowler, N. E., & Bennett, S. J. Multi-segment coordination: Fatigue effects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2001;33:1157–1167.
9. Rodacki AL, Fowler NE, Bennett SJ. Vertical jump coordination: Fatigue effects. *Medicine Science Sports Exercise*. 2002;4:105–116.
10. Twist, C., & Eston, R. The effects of exercise-induced muscle damage on maximal intensity intermittent exercise performance. *European Journal of Applied Physiology*. 2005;94:652–658.
11. Barbero-Alvarez, J. C., Soto, V. M., Barbero-Alvarez, V., & Granda-Vera, J. Match analysis and heart rate of futsal players during competition. *Journal of Sports Science*. 2008;26:63–73.
12. Dogramaci, S. N., & Watsford, M. L. A comparison of two different methods for time-motion analysis in team sports. *International Journal of Performance and Analysis in Sport*. 2006;6:73–83.
13. Enoka, R. M., & Duchateau, J. Muscle fatigue: What, why and how it influences muscle function. *The Journal of Physiology*. 2008;586:11–23.
14. Dal Pupo, J., Detanico, D., & Santos, S. G. The fatigue effect of a simulated futsal match protocol on isokinetic knee torque production. *Sports Biomechanics*. 2014;13:332–340.
15. Bangsbo, J., Norregaard, L., & Thorsoe, F. Activity profile of competition soccer. *Canadian Journal of Sports Science*. 1991;16:110–116.
16. Impellizzeri, F. M., Rampinini, E., & Marcora, S. M. Physiological assessment of aerobic training in soccer. *Journal of Sports Sciences*. 2005; 23:583–592.
17. Spencer, M., Bishop, D., Dawson, B., & Goodman, C. Physiological and metabolic responses of repeated-sprint activities. *Sports Medicine*. 2005;35:1025–1044.
18. Rahnama N, Reilly T, Lees A, GrahamSmith P. Electromyography of selected lower-limb muscles fatigued by exercise at the intensity of soccer match-play. *Journal of Electromyography Kinesiology*. 2006;16(3):257-263.
19. Hedayatpour N, Shabani M, Eslami M. The effect of muscle fatigue on ankle joint moment and center of pressure during perturbation of single-leg stance. *Razi Journal of Medical Sciences*. 2013; 20(106):57-64.
20. Millet GY, Lepers R. Alterations of neuromuscular function after prolonged running. *Cycling and skiing exercises*. *Sports Medicine*. 2004;34(2):105–116.
21. Miller, R. H., Lowry, J. L., Meardon, S. A., & Gillette, J. C. Lower extremity mechanics of iliotibial band syndrome during an exhaustive run. *Gait & posture*. 2007; 26(3):407-413.
22. Dal Pupo, J., Detanico, D., & Santos, S. G. The fatigue effect of a simulated futsal match protocol on sprint performance and kinematics of the lower.... *Journal of Sports Sciences*. 2016;3:24-32
23. Hunter, J. P., Marshall, R. N., & McNair, P. J. Segment-interaction analysis of the stance limb in sprint running. *Journal of biomechanics*. 2004;37(9):1439-1446.
24. Novacheck T.F. The biomechanics of running. *Journal of Gait and Posture*. 1998;7:77–95.
25. Mathis, F. The effect of fatigue on running strategies. *SIAM review*. 1989;31(2):306-309.

26. Dierks, T. A., Manal, K. T., Hamill, J., & Davis, I. S. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38(8):448-456.
27. Hamill, J., Palmer, C., & Van Emmerik, R. E. Coordinative variability and overuse injury. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology.* 2012;4(1):45.
28. Marshall PWM, Lovell R, Jeppesen GK, Andersen K, Siegler JC. Hamstring Muscle Fatigue and Central Motor Output during a Simulated Soccer Match. *Plos One.* 2014;9 (7):53.
29. Small K, McNaughton L, Greig M, Lovell R. The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *Journal of Science and Medicine in Sport.* 2010;13:120–125.
30. Nummela, A., Rusko, H., & Mero, A. EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. *Medicine and science in sports and exercise.* 1994;26(5):605-609.
31. Higashihara, A., Ono, T., Kubota, J., Okuwaki, T., & Fukubayashi, T. Functional differences in the activity of the hamstring muscles with increasing running speed. *Journal of Sports Sciences.* 2010; 28:1085-1092.
32. Yu, B., Queen, R. M., Abbey, A. N., Lui, Y., Moorman, C. T., & Garrett, W. E. Hamstring muscle kinematics and activation during overground sprinting. *Journal of Biomechanics.* 2008; 41:3121-3126.
33. Chumanov, E. S., Heiderscheit, B. C., & Thelen, D. G. The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *Journal of Biomechanics.* 2007;40:3555-3562.
34. Nicol C, Komi P, Marconnet P. Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance – I.Changes in muscle force and stiffness characteristics. *Scan J Med Sci Sports.* 1991; 1:10–17.
35. Kuitunen, S., Komi, P. V., & Kyröläinen, H. Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Medicine & Science in Sports & Exercise.* 2002; 34:166-173.
36. Kyröläinen, H., Avela, J., & Komi, P. V. Changes in muscle activity with increasing running speed. *Journal of Sports Sciences.* 2005;23:1101-1109.
37. Dierks, T. A., & Davis, I. Discrete and continuous joint coupling relationships in uninjured recreational runners. *Clinical Biomechanics,* 2007; 22(5), 581-591.
38. Hamill, J., van Emmerik, R. E., Heiderscheit, B. C., & Li, L.. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical Biomechanics,* 1999; 14(5), 297-308.
39. Hafer, J. F., Freedman Silvernail, J., Hillstrom, H. J., & Boyer, K. A.. Changes in coordination and its variability with an increase in running cadence. *Journal of sports sciences,* 2016; 34(15), 1388-1395.