

## Comparison of Lower Extremity Inter-Segmental Coordination Variability and Muscle Functionality in Athletes with and without Patellofemoral Pain Syndrome During Running

Khoshbaten M<sup>1</sup>, Farahpour N<sup>2</sup>

- 1- PhD student of Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sports Sciences and Physical Education, Kharazmi University, Tehran, Iran
- 2- Full Professor of Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sports Sciences and Physical Education, Bu-Ali-Sina University, Hamadan, Iran

### Abstract

Received: 2023.07.18 Accepted: 2023.12.11

**Purpose:** Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS) is a common ailment among runners and those leading active lifestyles. This study aimed to explore the differences in the coordination variability and muscle functionality in the lower limbs of professional athletes afflicted with PFPS compared to their healthy counterparts during running.

**Methods:** Eighteen male athletes with Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS) and 18 healthy male athletes participated in this study. Data recording was conducted using 6 Inertial Measurement Unit (IMU) sensors placed on both thighs, shins, and feet, along with surface electrodes on the vastus medialis, vastus lateralis, and gluteus medius muscles. The coordination variability and electrical activity of the lower limbs of each participant were examined while running at a self-selected speed on a treadmill for 21 minutes, during both the stance and swing phases at the test's beginning, and only during the stance phase at the test's end. An independent t-test was utilized for statistical analysis ( $p \geq 0.05$ ).

**Results:** Coordination variability between sagittal thigh-sagittal shin, sagittal thigh-transverse shin, transverse thigh-transverse shin, frontal thigh-transverse shin, sagittal shin-transverse foot, and transverse shin-sagittal foot was lower in the PFPS group compared to the healthy group during the stance phase ( $p \geq 0.05$ ), and sagittal shin-transverse foot coordination variability was lower during the swing phase ( $p = 0.001$ ). The activation timing of the vastus medialis and gluteus medius muscles in the PFPS group was delayed compared to the healthy group ( $p = 0.005$  and  $p = 0.002$ , respectively) and remained active for a longer duration ( $p = 0.007$  and  $p = 0.001$ , respectively), with less overall activity ( $p = 0.001$ ).

**Conclusion:** The research indicates that the performance of the muscles studied may be a contributing factor to the reduced coordination variability observed in the lower limbs.

**Keywords:** Patellofemoral pain syndrome, Coordination variability, Muscle functionality, Running

مقایسه تغییرپذیری هماهنگی و عملکرد عضلانی اندام تحتانی در ورزشکاران با و بدون سندروم درد کشکی-

رانی حین دویدن

مجتبی خوش باطن<sup>۱</sup>، نادر فرهپور<sup>۲</sup>

**هدف:** سندروم درد کشکی-رانی (Patellofemoral Pain Syndrome; PFPS) یک آسیب شایع در دوندگان و افراد فعال محسوب می شود. هدف از این تحقیق بررسی تفاوت در تغییرپذیری هماهنگی و عملکرد عضلانی اندام تحتانی در ورزشکاران مبتلا به PFPS و ورزشکاران سالم حین دویدن بود.

**روش بررسی:** در این تحقیق ۱۸ ورزشکار مرد دچار PFPS و ۱۸ ورزشکار مرد سالم شرکت کردند. رکورگیری با کمک ۶ حسگر واحد اندازه گیری لختی (Inertial Measurement Unit; IMU) که بر روی ران، ساق و پای دو طرف و همچنین



الکترودهای سطحی که بر روی عضلات پهن داخلی، پهن خارجی و سرینی میانی قرار گرفته بودند انجام شد. تغییرپذیری هماهنگی و فعالیت الکتریکی اندام تحتانی هر شرکت کننده حین دویدن با سرعت خودانتخابی به مدت ۲۱ دقیقه روی تردمیل در ابتدای تست حین فاز استقرار و نوسان و در انتهای تست فقط حین فاز استقرار مورد بررسی قرار گرفت. برای تجزیه و تحلیل آماری از آزمون  $t$  مستقل استفاده شد ( $p \leq 0/05$ ).

**یافته ها:** تغییرپذیری هماهنگی ساجیتال ران-ساجیتال ران، ساجیتال ران-عرضی ساق، عرضی ران-عرضی ساق، فرونتال ران-عرضی ساق، ساجیتال ساق-عرضی پا و عرضی ساق-ساجیتال پا در گروه PFPS نسبت به گروه سالم حین فاز استقرار ( $p \leq 0/05$ ) و ساجیتال ساق-عرضی پا حین فاز نوسان ( $p = 0/001$ ) کمتر بود. زمان فعالیت عضلات پهن داخلی و سرینی میانی گروه PFPS نشان داد این عضلات نسبت به گروه سالم دیرتر فعال شدند ( $p = 0/002$ ,  $p = 0/005$ ) و برای مدت طولانی تری ( $p = 0/001$ ,  $p = 0/007$ ) با فعالیت کمتر فعال ماندند ( $p = 0/001$ ).

**نتیجه گیری:** با توجه به پژوهش دریافتیم که ضعف عملکرد عضلات پهن داخلی و سرینی میانی می تواند یکی از دلایل کاهش تغییرپذیری هماهنگی در اندام تحتانی باشد.

**کلمات کلیدی:** سندروم درد کشککی-رانی، تغییرپذیری هماهنگی، عملکرد عضلانی، دویدن

**نویسنده مسئول:** مجتبی خوش باطن، [Mj.Khoshbaten@gmail.com](mailto:Mj.Khoshbaten@gmail.com) ، ORCID: 0000-0003-0027-0804

آدرس: تهران، دانشگاه خوارزمی، دانشکده علوم ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی

۱- دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تربیت بدنی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۲- استاد گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تربیت بدنی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

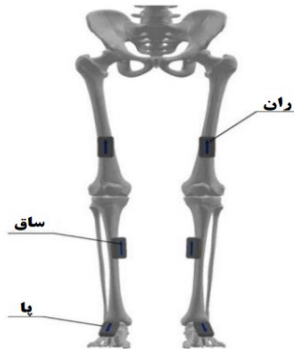
## مقدمه

دویدن، بیشتر از راه رفتن سیستم عصبی عضلانی را به کار می گیرد تا درجات آزادی بیشتری برای ایجاد هماهنگی بین اندام تحتانی فراهم کند. بر اساس نظریه سیستم های پویا حرکات اندام تحتانی در نتیجه بروز آسیب گسسته می شود و تغییرپذیری هماهنگی در آن ها کاهش می یابد (۱۳). همچنین تحقیقات قبل نشان داده اند آسیب های ناشی از پرکاری با کاهش تغییرپذیری هماهنگی مرتبط است (۱۴-۱۶). کاهش تغییرپذیری هماهنگی می تواند منجر به افزایش فشار مکرر روی بافت و ناتوانی آن در سازگاری با شرایط شود.

PFPS در دوندگان شایع ترین آسیب اندام تحتانی محسوب می شود (۱۷) و نسبت به راه رفتن پیچیدگی و بارگذاری بیشتری را به اندام تحتانی تحمیل می کند (۱۸، ۱۹). با این حال تا کنون بررسی عارضه PFPS از طریق تخمین میزان فعالیت عضلانی، زمان فعالیت آن و تغییرپذیری هماهنگی اندام تحتانی با کمک حسگر واحد اندازه گیری لختی ( Inertial Measurement Unit; IMU) در مدت طولانی فاز استقرار و نوسان حین دویدن مورد مطالعه قرار نگرفته است؛ بلکه هرکدام به صورت جداگانه میزان و زمان فعالیت عضلانی (۲۰) و یا تغییرپذیری هماهنگی اندام تحتانی را مورد مطالعه قرار داده اند (۲۱، ۱۴). برای درک بهتر اینکه چگونه درد بر

سندرم درد کشککی-رانی ( Patello-Femoral Pain Syndrome; PFPS) با ۲۵ تا ۴۰ درصد دردهای زانو یکی از شایع ترین آسیب های اندام تحتانی در دوندگان شناخته می شود (۲). PFPS یک عارضه چند عاملی است که با درد در اطراف یا پشت کشکک مشخص می شود این عارضه با فعالیت هایی مانند: بالا رفتن و پایین آمدن از پله ها، اسکوات و دویدن که بارگذاری روی زانو را افزایش می دهند تشدید می شود (۳-۵). عوامل خطر متعددی از جمله: کاهش فعالیت عضله پهن داخلی نسبت به پهن خارجی (۶) ضعف یا تاخیر در فعال شدن عضلات دورکننده و چرخش دهنده های خارجی ران (۸)، ضعف عضله چهارسر ران، سفتی بافت نرم، افزایش زاویه کیو (Q angle) (۹) برای این آسیب گزارش شده است. این عوامل می توانند موجب انحراف جانبی کشکک و ایجاد درد در این ناحیه شوند (۱۰). همچنین کاهش چرخش خارجی ساق در میانه فاز استقرار که ناشی از پرونیشن مچ پا است می تواند منجر به چرخش داخلی بیش از حد ران در مکانیسم پیچش خانگی شود (۱۱). از طرفی افزایش چرخش داخلی ران می تواند زاویه Q را افزایش دهد که متعاقب آن فشار روی مفصل کشککی-رانی افزایش خواهد یافت (۱۲). حرکات پیچیده ای مانند

عضلانی اندام تحتانی در ابتدای زمان دویدن حین فاز استقرار و نوسان و در انتهای زمان دویدن حین فاز استقرار در افراد سالم و PFPS صورت پذیرفت. برای محاسبه تغییرپذیری هماهنگی بین اندام تحتانی حین دویدن از سیستم آنالیز سه بعدی مایموشن بی سیم شرکت Noraxon آمریکا استفاده شد. شش IMU روی سه عضو ران، ساق و پای دو طرف (مطابق تصویر ۱) با نرخ نمونه برداری ۲۰۰ هرتز و وضوح مبدل آنالوگ به دیجیتال ۱۶ بیت مطابق تصویر ۱ قرار گرفت. سنسورهای IMU در جهت افقی برای محور X، جهت عمودی برای محور Y و جهت قدامی خلفی برای محور Z تنظیم شدند. همه حسگرها با باند الاستیک محکم شدند تا نویز حرکتی به حداقل برسد. از نرم افزار Noraxon MR3.16 برای جمع آوری داده ها استفاده شد.



تصویر ۱: نحوه قرارگیری سنسورهای IMU روی اندام تحتانی

برای ثبت عملکرد عضلات از دستگاه الکترومیوگرافی MA1622-300 کاناله ساخت آمریکا با نرخ نمونه برداری ۲۰۰۰ هرتز استفاده شد و الکترودهای سطحی نقره-نقره کلرید روی عضله پهن داخلی در نقطه ۸۰ درصدی بین خارخاصره قدامی فوقانی و فضای مفصلی در جلوی خط قدامی رباط داخلی زانو، پهن خارجی در ۲/۳ بین خارخاصره قدامی فوقانی و لبه جانبی کشکک و سرینی میانی حدواسط بین خارخاصره قدامی فوقانی و برجستگی بزرگ ران، طبق پروتوکل SENIAM (۲۶) قرار گرفت. قبل از انجام تست زمان کافی برای گرم کردن آزمودنی ها در نظر گرفته شد سپس هردو دستگاه کالیبره و باهم همگام سازی (Synchronize) گردیدند و هر شرکت کننده به مدت ۲۱ دقیقه با سرعت ترجیحی روی تردمیل شروع به دویدن نمود زیرا مطالعه ای نشان داده است که PFPS با ادامه فعالیت تا ۲۱ دقیقه علائم بیشتری از خود

انعطافپذیری حرکت تأثیر می‌گذارد، بهتر است تغییرپذیری هماهنگی اندام را حین دویدن طولانی مدت روی تردمیل با سرعت خود انتخابی همراه زمان فعالیت عضله مطالعه کرد؛ زیرا اعتقاد بر این است که پاسخ ها و سازگاری ها با افزایش درد، فعالیت عضلات و هماهنگی اندام را تغییر می دهند (۲۲) و از آنجا که کاهش فعالیت عضله پهن داخلی نسبت به عضله پهن خارجی (۶) و کاهش تغییرپذیری هماهنگی اندام تحتانی (۱۶-۱۴) در افراد دچار PFPS قبلا گزارش شده بهتر است هردو متغیر فعالیت عضلانی و تغییرپذیری هماهنگی باهم مورد بررسی قرار گیرند. بنابراین هدف این مطالعه بررسی تغییرپذیری اندام تحتانی با استفاده از روش فاز نسبی پیوسته (Continuous Relative Phase; CRP) و عملکرد عضلانی در ابتدای زمان دویدن حین فاز استقرار و نوسان و در انتهای زمان دویدن فقط حین فاز استقرار در افراد سالم و PFPS بود.

#### روش بررسی

در این مطالعه از روش نمونه گیری هدفمند (Purposeful Sampling; PS) استفاده شد و برای برآورد حجم نمونه از نرم افزار G\*power با مقادیر افکت سایز: ۰/۸۵، توان: ۰/۸ و الفا: ۰/۰۵ استفاده شد (۲۳). از ۱۸ مرد ورزشکار سالم و ۱۸ مرد ورزشکار دچار PFPS با حداقل سه سال سابقه حضور در تمرینات و مسابقات استانی و میانگین سنی ۲۴ سال دعوت به عمل آمد (جدول ۱) و رضایت نامه کتبی توسط کلیه شرکت کنندگان قبل از آزمون امضا شد. شرایط ورود شرکت کنندگان دچار PFPS حداقل ۳ ماه درد در ناحیه قدامی زانو حین دو مورد از فعالیت های: دویدن، پایین آمدن از پله، نشستن طولانی، اسکوات، پرش و هاپینگ، حساسیت به لمس یا فشارکشکک، مثبت شدن تست کلارک و مقیاس آنالوگ بصری (Visual Analogue Scale; VAS) بیشتر از ۵ بود و در نهایت هریک توسط پزشک متخصص ارتوپد مورد ارزیابی قرار گرفتند تا تایید شود دچار آسیبی جز PFPS نباشند (۲۴، ۲۵). داوطلبان سالم به عنوان گروه کنترل، هیچ سابقه آسیب اندام تحتانی یا درد زانو نداشتند. آزمودنی های سالم بر اساس سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی (Body Mass Index; BMI) با گروه PFPS همسان شدند.

در این مطالعه ثبت تغییرپذیری هماهنگی و عملکرد

نشان می دهد که تا قبل آن اختلاف بین گروه سالم و PFPS کمتر است (۲۷). علاوه بر این با گذشت زمان احتمالاً تغییر الگوهای ناشی از درد باعث افزایش فشار بیشتر روی مفصل کشککی رانی و به تبع آن سبب پیشرفت آسیب و درد بیشتر می شود (۱۹). داده های جمع آوری شده، در نرم افزار متلب (Mathlab R2018a, MathWorks®, States United Massachusetts, Natick, ) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. سیگنال های EMG با فیلتر میان گذر مرتبه ۴ باترورث (Butterworth) از ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر (۲۸) و با حداکثر پیک به دست آمده در طول تسک نرمال گردیدند. داده های خروجی از سنسورهای IMU نیز با استفاده از فیلتر پایین گذر باترورث مرتبه ۴ و فرکانس برش ۱۰ هرتز، فیلتر و سپس هر سیکل دویدن به ۱۰۰ داده درونیابی (Interpolate) شد. محاسبات هماهنگی با استفاده از روش فاز نسبی پیوسته CRP برای جفت اندام ران-ساق و ساق-پا در سه محور بر اساس رفرنس مرجع گلوبال آزمایشگاه (زوایای مطلق) و مطابق با مطالعات پیشین (۳۲-۲۹) صورت گرفت که پیش از این، در بروز آسیب های پرکاری مفصل زانو مطرح و برای بررسی علت خطر این آسیب ها در حین دویدن معرفی شد. تشخیص شروع چرخه دویدن با الگوریتم سرعت پا انجام شد (۳۳).

شناسایی نقطه شروع و پایان فعالیت میوالکتریک با استفاده از عملگر انرژی Teager-Kaiser (TKEO) برای سیگنال های EMG با معادله زیر اعمال شد:

$$(1) Y[n]=x^2[n]-x[b+1]x[n-$$

که در آن  $x[n]$  سیگنال ورودی،  $n$  شاخص نمونه و  $Y[n]$  سیگنال خروجی است. این سیگنال خروجی  $Y[n]$  در حوزه گسسته نمایش داده می شود و با حاصلضرب دامنه سیگنال ورودی و فرکانسش متناسب است (۳۴). الگوریتمی برای تشخیص شروع و پایان فعالیت عضلانی سیگنال ها با TKEO اعمال شد (۳۵). الگوریتم اولین نقطه ای را که از مقدار آستانه تعیین شده فراتر می رفت، به عنوان شروع انقباض، که میانگین مقدار پایه به اضافه سه برابر انحراف استاندارد بود، برای حداقل ۲۱ نمونه متوالی تشخیص داد. پایان انقباض اولین نقطه کمتر یا مساوی با مقدار آستانه در نظر گرفته شد. سه متغیر برای

هر عضله محاسبه شد: ۱. آغاز فعالیت: زمان بر حسب میلی ثانیه از شروع انقباض تا زمان مربوط به شروع چرخه ۲. دویدن؛ پایان فعالیت: زمان بین شروع چرخه دویدن تا لحظه ای که انقباض عضله پایان یافت؛ ۳. کل فعالیت: زمان شروع تا پایان انقباض عضله. برای محاسبه میزان فعالیت نیز از انتگرال سیگنال EMG استفاده شد. به این گونه که پس از پیش پردازش و تصحیح داده ها از فیلتر پایین گذر باترورث درجه ۴ و فرکانس قطع ۲۰ هرتز برای هموار کردن آن استفاده شد. برای میزان فعالیت سه متغیر محاسبه شد: ۱. میزان فعالیت آغازین: که مربوط به منطقه زیر منحنی ONSET-TIME تا شروع چرخه دویدن است. ۲. میزان فعالیت پایانی: که با ناحیه زیر منحنی شروع تا پایان چرخه دویدن در نظر گرفته شد. ۳. میزان کل فعالیت: مجموع دو ناحیه زیر منحنی آغازین و پایانی.

از آزمون Shapiro-Wilk برای بررسی نرمال بودن توزیع داده ها و به منظور مقایسه بین گروهی از آزمون تی مستقل (Independent Sample t-test) در سطح معنی داری  $\alpha=0/05$  استفاده گردید.

#### یافته ها

بررسی آزمون Shapiro-Wilk نشان داد متغیرهای سن، وزن، قد، امتیاز پرسشنامه شاخص عملکردی اصلاح شده (Modified Functional Index Questionnaire; MFIQ) و میزان انحراف توپرکل ساق (Tibial Tubercle Divation; TTD) و VAS دارای توزیع نرمال بودند ( $p>0/05$ ) (جدول ۱).

تغییرپذیری هماهنگی ساجیتال ران-ساجیتال ساق، ساجیتال ران-عرضی ساق، عرضی ران-عرضی ساق، فرونتال ران-عرضی ساق، ساجیتال ساق-عرضی پا و عرضی ساق-ساجیتال پا حین فاز استقرار ( $p\leq 0/05$ ) (جدول ۲) و تغییرپذیری هماهنگی ساجیتال ساق-عرضی پا و عرضی ساق-عرضی پا حین فاز نوسان در گروه PFPS نسبت به گروه سالم کمتر بود ( $p=0/01$ ،  $p=0/027$ ) (جدول ۳).

همچنین در انتهای دویدن تغییرپذیری هماهنگی فرونتال ران-فرونتال ساق گروه PFPS ( $14/58\pm 2/59$ ) کمتر از گروه سالم ( $25/4\pm 24/75$ ) بود ( $p=0/001$ ) (جدول ۴). در ابتدا نیز تغییرپذیری هماهنگی ساجیتال

جدول ۱: مشخصات دموگرافیک شرکت کنندگان در پژوهش

متغیر	گروه سالم میانگین±انحراف معیار	گروه سندروم درد کشکی-رانی (PFPS)**** میانگین±انحراف معیار
سن(سال)	۱/۴ ± ۲۴/۶	۱/۲ ± ۲۳/۴
وزن(کیلوگرم)	۲/۸ ± ۷۶/۸	۱/۷ ± ۷۸
قد(سانتی متر)	۸ ± ۱۸۰/۶	۷/۴ ± ۱۷۸/۵
پرسشنامه شاخص عملکردی اصلاح شده (MFIQ)*	۰	۱۸ ± ۳۳
میزان انحراف توپرکل ساق (TTD) (سانتی متر)**	۰/۲ ± ۱/۱۵	۰/۳ ± ۱/۶۵
مقیاس آنالوگ بصری (VAS)***	۰	۱/۵ ± ۴/۸

\* پرسشنامه شاخص عملکردی اصلاح شده (Modified Functional Index Questionnaire; MFIQ). \*\* میزان انحراف توپرکل ساق (Tibial Tubercle Diviation; TTD). \*\*\* مقیاس آنالوگ بصری (Visual Analogue Scale; VAS). \*\*\*\* سندروم درد کشکی-رانی (Patellofemoral Pain Syndrome; PFPS). سطح معنی داری  $p < 0.05$

جدول ۲: نتایج تغییرپذیری هماهنگی اندام تحتانی در فاز استقرار به درجه

تغییرپذیری هماهنگی بین اندام	گروه سالم میانگین±انحراف معیار	گروه PFPS* میانگین±انحراف معیار	تفاوت بین دو گروه	p-مقدار	کران بالا	کران پایین	فاصله اطمینان ۹۵٪ برای تفاوت میانگین ها
ساجیتال ران_ساجیتال ساق	۰/۵۱±۲/۶۵	۱/۲۶±۴/۱۸	-۱/۵۳	*۰/۰۰۱	-۰/۸۷	-۲/۱۷	
ساجیتال ران_عرضی ساق	۲/۷۵±۱۷/۳۴	۱/۶۰±۱۲/۵۶	-۴/۷۸	*۰/۰۰۱	۶/۲۹	۲۵/۳	
فرونیتال ران_عرضی ساق	۶/۵۸±۲۷/۴۶	۲/۵۳±۱۸/۱۸	-۹/۲۸	*۰/۰۰۱	۱۲/۶۶	۹۰/۵	
عرضی ران_عرضی ساق	۲/۸۹±۳۰/۸۷	۴/۵۱±۲۴/۵۲	-۶/۳۵	*۰/۰۰۱	۸/۸۳	۷۰/۳	
عرضی ساق_عرضی پا	۳/۶۸±۱۸/۰۵	۲/۱۹±۱۳/۶۷	-۴/۳۸	*۰/۰۰۱	۶/۴۳	۳۳/۲	
عرضی ساق_ساجیتال پا	۲/۳۹±۱۶/۲۸	۱/۲۹±۱۲/۱۰	-۴/۱۸	*۰/۰۰۱	۵/۴۸	۸۸/۲	
ساجیتال ساق_عرضی پا	۱/۹۲±۱۷/۳۷	۱/۵۲±۱۲/۸۳	-۴/۵۴	*۰/۰۰۱	۵/۷۱	۳۶/۳	

\* سندروم درد کشکی-رانی (Patellofemoral Pain Syndrome; PFPS). سطح معنی داری  $p < 0.05$

جدول ۳: نتایج تغییرپذیری هماهنگی اندام تحتانی در فاز نوسان به درجه

تغییرپذیری هماهنگی بین اندام	گروه سالم میانگین±انحراف معیار	گروه PFPS* میانگین±انحراف معیار	تفاوت بین دو گروه	p-مقدار	کران بالا	کران پایین	فاصله اطمینان ۹۵٪ برای تفاوت میانگین ها
ساجیتال ران_ساجیتال ساق	۰/۶۸±۴/۱۸	۰/۵۱±۲/۶۵	۱/۵۳	۰/۵۲۷	۰/۷۸	-۰/۴۰	
ساجیتال ران_عرضی ساق	۵/۴۹±۳۰/۵۵	۴/۶۰±۲۷/۹۴	۲/۶۱	۰/۱۳۳	۶/۰۳	-۰/۸۳	
فرونیتال ران_عرضی ساق	۳/۳۵±۳۰/۲۵	۶/۴۸±۳۰/۶۵	-۰/۴	۰/۸۲۹	۳/۲۶	-۴/۰۴	
عرضی ران_عرضی ساق	۴/۷۵±۳۷/۴۲	۶/۰۹±۳۴/۷۷	۲/۶۵	۰/۱۵۴	۶/۳۵	-۱/۰۵	
عرضی ساق_عرضی پا	۴/۸۳±۳۴/۴۳	۴/۷۹±۳۰/۷۳	۳/۷	*۰/۰۲۷	۶/۹۶	۰/۴۴	
عرضی ساق_ساجیتال پا	۶/۲۵±۳۱/۲۷	۶/۲۱±۲۸/۱۴	۳/۱۳	۰/۱۴۱	۷/۳۵	-۱/۰۹	
ساجیتال ساق_عرضی پا	۴/۸۶±۳۰/۶۰	۲/۱۱۴±۴/۳	۹/۴۶	*۰/۰۰۱	۱۲/۵۶	۶/۳۵	

\* سندروم درد کشکی-رانی (Patellofemoral Pain Syndrome; PFPS). سطح معنی داری  $p < 0.05$

جدول ۴: نتایج تغییرپذیری اندام تحتانی قبل و بعد دویدن در صفحه ساجیتال و فرونتال به درجه

تغییرپذیری هماهنگی بین اندام	گروه سالم		گروه PFPS*		فاصله اطمینان ۹۵٪ برای تفاوت میانگین ها	
	میانگین±انحراف معیار	میانگین±انحراف معیار	تفاوت بین دو گروه	-p مقدار	کران بالا	کران پایین
فرونتال ران_ساق ابتدای تسک	۲۵/۲۴±۴/۷۵	۱۸/۸۱±۳/۸۶	۶/۴۳	*۰/۰۰۱	۹/۳۶۳	۳/۴۹۱
فرونتال ران_ساق انتهایی تسک	۱۸/۴۰±۲/۲۰	۱۴/۵۸±۲/۵۹	۲/۸۳	*۰/۰۰۱	۵/۴۵۱	۲/۱۸۳
ساجیتال ران_ساق ابتدای تسک	۲/۶۵±۰/۵۱	۴/۱۸±۱/۲۶	-۱/۵۳	*۰/۰۰۱	-۰/۸۷۲	-۲/۱۶۹
ساجیتال ران_ساق انتهایی تسک	۳/۳۴±۰/۸۲	۳/۶۱±۰/۸۳	-۰/۲۷	۰/۳۳۷	۰/۲۹۱	-۰/۸۲۹

\* سندروم درد کشکی-رانی (Patellofemoral Pain Syndrome; PFPS) - سطح معنی داری  $p < 0.05$

همچنین در افراد سالم انقباض سرینی میانی قبل از لمس پاشنه در آغاز چرخه دویدن باعث کنترل تیلت لگن طرف مقابل، اداکشن و چرخش داخلی ران همان سمت می شود، به حداقل رساندن این حرکات منجر به کاهش نیروهای خارجی تاثیرگذار بر مفصل کشکک رانی خواهد شد و از آسیب به غضروف مفصلی جلوگیری می کند. ضعف و تاخیر در فعالیت این عضله می تواند عامل خطر و یا تشدید کننده PFPS باشد (۳۸). تاخیر و فعالیت کوتاه مدت سرینی میانی در افراد دچار PFPS ممکن است نشان دهنده ناتوانی عضله در کنترل حرکت اندام تحتانی در صفحه فرونتال و عرضی باشد (۱۰) این یافته ها با سه مطالعه دیگر همخوانی دارد (۳۹-۴۱).

همچنین نتایج نشان داد تغییرپذیری هماهنگی اندام تحتانی افراد مبتلا به PFPS به طور قابل توجهی نسبت با گروه کنترل کمتر است. یافته های مطالعه حاضر با دیدگاه نظریه سیستم پویا (Dynamic System Theory; DST) آسیب های ناشی از استفاده بیش از حد مطابقت دارد. بر اساس این تئوری، تغییرپذیری کم در فاز نسبی دو عضو یا مفصل، مشخصه یک وضعیت پاتولوژیک است. بر این اساس، چند جفت از هماهنگی بین اندام وجود دارد که یک فرد سالم برای انجام تسک مورد نظر از آنها استفاده می کند در حالی که تعداد این جفت ها به دنبال آسیب کاهش می یابد؛ بنابراین تغییرپذیری هماهنگی به شدت کاهش می یابد (۴۲، ۴۳). اولین کاربرد DST برای ارزیابی آسیب ارتوپدی (PFPS) توسط Hamill و همکاران (۴۴) انجام شد. آنها این نظریه را مطرح کردند که مقدار بالاتر تغییرپذیری هماهنگی نشانگر یک فرد سالم و مقدار کمتر تغییرپذیری هماهنگی نشانگر بیمار مبتلا به PFPS است. آن ها فرض

ران-ساجیتال ساق در گروه PFPS (۴/۱۸±۱/۲۶) بیشتر از گروه سالم (۲/۶۵ ± ۰/۵۱) بود (p=۰/۰۰۱) (جدول ۴) اما در انتهای دویدن، تغییرپذیری هماهنگی گروه سالم افزایش یافت (۳/۰±۳۴/۸۲) و گروه PFPS (۳/۶۱±۰/۸۳) بدون تغییر باقی ماند (جدول ۴).

زمان فعالیت عضلات پهن داخلی و سرینی میانی گروه PFPS نشان داد این عضلات نسبت به گروه سالم دیرتر فعال شدند (p=۰/۰۰۵، p=۰/۰۰۱) و برای مدت طولانی تری فعال مانده اند (p=۰/۰۰۷، p=۰/۰۰۱) (جدول ۵). اما زمان فعالیت عضله پهن خارجی در دو گروه تفاوت معناداری از خود نشان نداد (جدول ۵).

همچنین میزان کل فعالیت عضله پهن داخلی و سرینی میانی در گروه PFPS نسبت به گروه سالم کمتر بود (p=۰/۰۰۱، p=۰/۰۰۷) (جدول ۶)

### بحث و نتیجه گیری

هدف از این مطالعه مقایسه تغییرپذیری هماهنگی و عملکرد عضلانی اندام تحتانی در مردان با و بدون PFPS بود. مطابق نتایج زمان شروع و پایان فعالیت عضلانی نشان داد عضله پهن داخلی و سرینی میانی گروه PFPS نسبت به گروه کنترل زودتر و عضله پهن داخلی با شدت کمتر فعال شد. تاخیر و فعالیت کم این عضله می تواند ناشی از ضعف این عضله در افراد مبتلا به درد کشکی رانی باشد که با جابه جایی کشکک به سمت خارج ارتباط مستقیم دارد (۳۶، ۳۷). De Almeida Britto و همکاران (۲۰) نیز گزارش کردند شروع فعالیت عضله پهن داخلی و سرینی میانی دوندگان دچار PFPS دیرتر از گروه سالم رخ میدهد. یافته ها گویای این است که تاخیر در فعالیت عضله پهن داخلی می تواند عامل خطر ذاتی برای PFPS باشد.

جدول ۵: نتایج زمان فعالیت عضلانی به میلی ثانیه

زمان فعالیت عضلانی	عضلات	گروه سالم	گروه PFPS*	تفاوت بین		فاصله اطمینان ۹۵٪ برای تفاوت میانگین ها	
				میانگین±انحراف معیار	میانگین±انحراف معیار		p-مقدار
زمان آغاز فعالیت	پهن داخلی	۱۴۷/۹±۳/۷	۱۲۸/۶±۵/۲	-۱۹/۳	*۰/۰۰۵	۳۲/۳	۶/۳
	پهن خارجی	۱۳۵/۰±۶/۱	۱۳۵/۴±۳/۳	۰/۴	۰/۹۵۴	۱۳/۷	-۱۴/۵
	سرینی میانی	۱۶۷/۴±۵/۹	۱۳۷/۲±۶/۵	-۳/۰۲	*۰/۰۰۲	۴۸/۰	۱۲/۳
زمان پایان فعالیت	پهن داخلی	۱۱۸/۷±۱۱/۵	۱۱۹/۳±۲/۷	۰/۶	۰/۸۸۳	۸/۸۴۲	-۷/۶۳۷
	پهن خارجی	۱۱۳/۰±۱/۶	۱۱۸/۶±۳/۱	۵/۶	۰/۱۱۹	۱/۵	-۱۲/۷
	سرینی میانی	۹۹/۴±۳/۳	۱۰۰/۹±۲/۰	۱/۵	۰/۷۱۰	۶/۳	-۹/۲
زمان کل فعالیت	پهن داخلی	۲۶۵/۱±۴/۴	۲۴۶/۰±۴/۹	-۱۹/۱	*۰/۰۰۷	۳۲/۶	۵/۷
	پهن خارجی	۲۵۰/۰±۴/۴	۲۴۱/۸±۳/۵	-۸/۲	۰/۱۵۲	۱۹/۶	-۳/۲
	سرینی میانی	۲۷۵/۶±۵/۰	۲۴۴/۱±۷/۶	-۳۱/۵	*۰/۰۰۱	۵۰/۰	۱۳/۰

\* سندروم درد کشککی-رانی (Patellofemoral Pain Syndrome; PFPS)، سطح معنی داری  $p < 0.05$ 

جدول ۶: نتایج میزان فعالیت عضلات به میکرو ولت

میزان فعالیت عضلانی	عضلات	گروه سالم	گروه PFPS*	تفاوت بین		فاصله اطمینان ۹۵٪ برای تفاوت میانگین ها	
				میانگین±انحراف معیار	میانگین±انحراف معیار		p-مقدار
میزان فعالیت آغازین	پهن داخلی	۱۹/۴۱±۳/۵۲	۱۳/۳۹±۲/۳۱	۶/۰۲	*۰/۰۰۱	۸/۰۴	۴/۰۱
	پهن خارجی	۲۴/۸۶±۳/۸۵	۲۴/۹۶±۳/۷۸	-۰/۱	۰/۹۳۶	۲/۴۸	-۶۹/۲
	سرینی میانی	۲۸/۸۴±۳/۵۹	۲۲/۳۳±۳/۹۰	۶/۵۱	*۰/۰۰۱	۹/۰۵	۳/۹۸
میزان فعالیت پایانی	پهن داخلی	۳۴/۳۲±۲/۸۷	۳۱/۵۶±۴/۳۳	۲/۷۶	±۰/۰۳۰	۵/۲۵	-۰/۲۸
	پهن خارجی	۴۱/۱۴±۴/۱۰	۳۷/۹۷±۹/۸۹	۳/۱۷	۰/۲۱۷	۸/۳۰	-۱/۹۵
	سرینی میانی	۲۶/۰۱±۴/۴۴	۲۷/۳۲±۲/۴۵	-۱/۳۱	۰/۳۳۳	۱/۳۹	-۴/۰
میزان کل فعالیت	پهن داخلی	۵۶/۳۱±۵/۵۰	۴۹/۳۲±۳/۳۰	۶/۹۹	*۰/۰۰۱	۱۰/۰۶	۳/۹۱
	پهن خارجی	۶۶/۸۹±۷/۴۴	۶۶/۵۰±۶/۰۶	۰/۳۹	۰/۸۶۴	۴/۹۸	-۴/۲
	سرینی میانی	۵۸/۱۴±۶/۲۴	۴۸/۶۰±۵/۸۳	۹/۵۴	*۰/۰۰۱	۱۳/۶۴	۵/۴۵

\* سندروم درد کشککی-رانی (Patellofemoral Pain Syndrome; PFPS)، سطح معنی داری  $p < 0.05$ 

دویدن گزارش کرد، در مطالعه حاضر، تفاوت های قابل توجهی در تغییرپذیری هماهنگی بین دو گروه بیشتر در فاز استقرار یافت شد. بر اساس این تئوری که ادعا می کند تغییرپذیری کمتر با استرس بافتی مکرر مرتبط است، تغییرپذیری هماهنگی کمتر در فاز استقرار منطقی تر است، زیرا دقیقاً زمانی که فشار مفصلی بالاست مستعد آسیبی مانند PFPS خواهد بود و شخص درد بیشتری متحمل می شود. بنابراین یافته-های پژوهش حاضر با مطالعه Haghghat و همکاران (۱۴) همخوانی دارد. در این مطالعه، از روش کدگذاری

کردند که فقدان تغییرپذیری بین اندام یا مفاصل نشان می دهد که حرکات اندام یا مفصل در محدوده کم تکرار می شود و این به مبتلایان PFPS این امکان را می دهد تا با اجتناب از الگوهای دردناک، کار را با حداقل درد انجام دهند. با این حال، تغییرپذیری کمتر در بیماران مبتلا به PFPS باعث اعمال نیروی مکرر موضعی بر روی غضروف مفصل کشککی رانی می شود که در نهایت منجر به درد و تغییرات مخرب خواهد شد (۲۱، ۴۴، ۴۵)

بر خلاف مطالعه Hamill و همکاران (۴۴) که تفاوت-های معنی داری بین گروه ها در مرحله نوسان چرخه

مطابق نتایج مطالعه، تغییرپذیری هماهنگی در گروه PFPS برای ساجیتال ران- ساجیتال ساق در ابتدای تسک بالاتر بود. و تغییرپذیری هماهنگی در پایان دویدن گروه سالم بدون تغییر و در گروه PFPS افزایش یافت. با توجه به اینکه دوندگان مبتلا به PFPS در ابتدای دویدن درد قابل توجهی نداشتند (VAS کمتر از ۳)، این امکان وجود دارد که آنهايي که PFPS داشتند در تلاش برای یافتن الگویی محافظانه کارتر بودند تا از درد جلوگیری کنند؛ با این حال، هنگامی که تسک کامل شد، اکثر این دوندگان دردی را تجربه کردند که باعث کاهش درجات آزادی و تغییرپذیری هماهنگی اندامشان شد. این امر به ویژه در ساجیتال ران- ساجیتال ساق مهم است، زیرا فلکشن زانو در حضور درد کاهش می یابد (۴۷). با گذشت زمان احتمالاً تغییر الگوهای ناشی از درد باعث افزایش فشار بیشتر روی مفصل کشککی رانی و به تبع آن سبب پیشرفت آسیب و درد بیشتر می شود (۱۹). همچنین تغییرپذیری هماهنگی فرونتال ران\_ فرونتال ساق با افزایش دویدن در گروه سالم افزایش و در گروه PFPS کاهش معنادار نشان داد که می تواند ناشی از ضعف و خستگی عضلات سرینی میانی گروه PFPS (۴۱) و سازگاری با تغییرپذیری هماهنگی گروه سالم (۴۴) باشد. نتایج این مطالعه نشان می دهد که سازگاری های کوتاه مدت ناشی از PFPS ممکن است برای ایجاد تغییرات طولانی مدت در تغییرپذیری هماهنگی دوندگان کافی نباشد. پروتکل تمرینی که باعث تقویت عضلات لگن و زانو می شود در مقایسه با تمریناتی مختص کاهش درد زانو و بهبود عملکرد آن می شود مؤثرتر هستند و این پیشرفت ها از نظر بالینی قابل توجه بوده و حتی بدون افزایش قدرت پس از مداخله نیز حفظ می شوند (۴۸).

نتایج پژوهش نشان داد ضعف عملکرد و تاخیر فعالیت عضلات پهن داخلی و سرینی میانی می تواند یکی از دلایل کاهش تغییرپذیری هماهنگی در اندام تحتانی باشد.

#### سپاسگزاری

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی علی-مقایسه ای برخوردار است از پایان نامه ارشد بوده و دارای تاییدیه کمیته اخلاق پژوهشگاه تربیت بدنی با شناسه: IR/SSRI.REC.2022.12518.1573 است. نویسندگان از تمامی شرکت کنندگان در پژوهش قدردانی می نمایند.

برداری اصلاح شده ( Modified Vector Coding; MVC) برای ارزیابی تغییرپذیری هماهنگی چرخش استخوان ران/چرخش تیبیا، فلکشن هیپ/ فلکشن زانو، چرخش زانو/ اینورژن مچ پا، و جفت شدن فلکشن زانو/ دورسی فلکشن مچ پا استفاده شد. آنها کاهش قابل توجهی در تغییرپذیری هماهنگی چرخش ران-چرخش ساق پا قبل از برخورد پاشنه در گروه PFPS در مقایسه با گروه سالم حین دویدن با سرعت ترجیحی یافتند. قابل ذکر است که تنها جفتی که تفاوت قابل توجهی را بین دو گروه در این مطالعه نشان داد، چرخش ران - چرخش ساق پا بود که تنها جفت مطابق با مطالعه حاضر بود زیرا سایر جفت ها بین مفاصل بودند نه اندام (۱۴).

یکی از دلایل احتمالی یافته های متناقض مطالعات فوق الذکر ممکن است به دلیل روش های مختلف مورد استفاده برای محاسبه تغییرپذیری هماهنگی باشد. طبق مطالعه ای که توسط Miller و همکارانش (۴۶) انجام شد که دو روش CRP و کدگذاری برداری را برای محاسبه تغییرپذیری هماهنگی مقایسه کرد، اگرچه هر دو روش برای اندازه گیری تغییرپذیری هماهنگی از دیدگاه سیستم های دینامیکی معتبر هستند، اما این دو روش همیشه نتایج یکسانی را بیان نمی کنند، به ویژه اگر تغییرپذیری اندازه گیری شود. در زمان ها یا بخش هایی از یک چرخه حرکتی CRP به عنوان یک روش محافظه کارانه تر از کدگذاری برداری معرفی شد. آن ها پیشنهاد کردند که حین مقایسه بین یافته های مطالعاتی که تغییرپذیری را با استفاده از CRP تعیین کرده اند و مطالعاتی که از کدگذاری برداری استفاده کرده اند باید با احتیاط شود. همچنین به نظر می رسد که نوع جفت شدن مورد بررسی در هر مطالعه یکی از عواملی است که می تواند نتایج را تحت تأثیر قرار دهد و بنابراین در مقایسه نتایج مطالعات به خصوص اینکه آیا این جفت شدن بین اندام یا بین مفاصل هستند باید مورد توجه قرار گیرد (۴۶). نکته قابل توجه دیگر قسمت هایی از چرخه راه رفتن یا دویدن است که برای تحلیل انتخاب می شوند. در مطالعات فوق، تفاوت های قابل توجهی در تغییرپذیری جفت های ارزیابی شده بین گروه های مورد مطالعه در بخش های مختلف چرخه های دویدن (کل چرخه، فاز استقرار و فاز نوسان) انجام شده است که ممکن است یکی از منبع اختلاف بین یافته ها باشد.



## منابع

1. Ibrahim Hassan IM, Keblawy ME, Elsalam MA, Embaby EA. Sagittal trunk excursion and lumbar repositioning error between female and male patients with patellofemoral pain syndrome. *Hong Kong Physiother J* 2023; 43(02): 81-91.
2. Sinclair J, Chockalingam N, Taylor PJ. Lower Extremity Kinetics and Kinematics in Runners with Patellofemoral Pain: A Retrospective Case-Control Study Using Musculoskeletal Simulation. *Appl Sci* 2022; 12(2): 1-21.
3. Waiteman MC, de Oliveira Silva D, Azevedo FM, Pazzinato MF, et al. Women with patellofemoral pain and knee crepitus have reduced knee flexion angle during stair ascent. *Phys Ther Sport* 2021; 48: 60-66.
4. Skouras AZ, Kanellopoulos AK, Stasi S, Triantafyllou A, et al. Clinical Significance of the Static and Dynamic Q-angle. *Cureus* 2022; 14(5): 1-12
5. Dos Santos AF, Nakagawa TH, Serrão FV, Ferber R. Patellofemoral joint stress measured across three different running techniques. *Gait Posture* 2019; 68: 37-43.
6. Glaviano NR, Saliba S. Differences in gluteal and quadriceps muscle activation during weight-bearing exercises between female subjects with and without patellofemoral pain. *J Strength Cond Res* 2022; 36(1): 55-62.
7. Da Silva Boitrago MV, de Mello NN, Barin FR, Júnior PL, et al. Effects of proprioceptive exercises and strengthening on pain and functionality for patellofemoral pain syndrome in women: A randomized controlled trial. *J Clin Orthop Trauma* 2021; 18: 94-99.
8. Hossein HS, Sara A, Hasan D. The effect of three types of exercises programs on the patella location in athletes with patellofemoral pain. *Knee* 2023; 41(1): 97-105.
9. Clifford AM, Dillon S, Hartigan K, O'Leary H, Constantinou M. The effects of McConnell patellofemoral joint and tibial internal rotation limitation taping techniques in people with

## نقش نویسندگان

مجتبی خوش باطن (نویسنده اول): طراحی و اجرای آزمایش ها، جمع‌آوری داده ها، تحلیل داده ها، نگارش اولیه مقاله، ویرایش نهایی و ارائه مقاله به مجله. توضیح: به عنوان دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، مسئولیت اصلی انجام تحقیق، تحلیل داده ها و نگارش مقاله بر عهده ایشان بوده است.

نادر فرهپور (استاد راهنما): مشاوره علمی، نظارت بر طراحی و اجرای پژوهش، بازبینی و اصلاح مقالات، و تأیید نهایی مقاله.

توضیح: به عنوان استاد تمام بیومکانیک ورزشی، نقش استاد راهنما را در ارائه مشاوره و راهنمایی علمی و اطمینان از کیفیت علمی تحقیق و مقاله ایفا کرده اند.

## منابع مالی

نویسندگان از طرف هیچ ارگان یا سازمانی حمایت مالی نشده اند.

## تعارض منافع

نویسندگان این پژوهش دارای هیچ گونه تعارض در منافع نمی باشند.

- Patellofemoral pain syndrome. *Gait Posture* 2020; 82: 266-672
10. Liu Y, Qi Y, Song Y, Feng L, Wang L. Influences of altering footstrike pattern and cadence on lower extremity joint coordination and variability among runners with patellofemoral pain. *PloS One* 2023; 18(1): 1-11.
11. Souto LR, Serrão PR, Pisani GK, Tessarin BM, et al. Immediate effects of hip strap and foot orthoses on self-reported measures and lower limb kinematics during functional tasks in individuals with patellofemoral osteoarthritis: protocol for a randomised crossover clinical trial. *Trials* 2022; 23(1): 1-10.
12. Pourahmad F, Daneshjoo A, Mousavi Sadati SK. The Effect of Resistance Training on Lower Extremity Pain, Strength and Kinematical Parameters in Women with Patellofemoral Complications. *PTJ*. 2021; 11(4): 217-226. [Persian]
13. Lim J, Hamill J, Busa MA, van Emmerik RE. Changes in coordination and variability during running as a function of head stability demands. *Hum Mov Sci* 2020; 52(7): 720-720.
14. Haghghat F, Rezaie M, Ebrahimi S, Shokuhian SM, et al. The correlation between intersegmental coordination variability and frontal plane hip kinematics during running in persons with patellofemoral pain. *J Biomed Phy Eng* 2021; 14(1): 89-98. [Persian]
15. Bazett-Jones DM, Neal BS, Legg C, Hart HF, et al. Kinematic and kinetic gait characteristics in people with Patellofemoral Pain: a systematic review and Meta-analysis. *Sports Med* 2023; 53(2): 519-547.
16. Alsubaie AM, Mazaheri M, Martinez-Valdes E, Falla D. Is movement variability altered in people with chronic non-specific low back pain? A systematic review. *PloS One* 2023; 18(6): 1-22.
17. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, et al. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med* 2002; 36(2): 95-101.
18. Cappellini G, Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F. Motor patterns in human walking and running. *J Neurophysiol* 2006; 95(6): 3426-3347.
19. De David AC, Carpes FP, Stefanyshyn D. Effects of changing speed on knee and ankle joint load during walking and running. *J Sports Sci* 2015; 33(4): 391-397.
20. De Almeida Britto PA, de Souza Muniz AM, Nadal J. Electromyographic activity of the lower limb in runners with anterior knee pain while running. *Res Biomed Eng*. 2021; 37(5): 135-142.
21. Jewell C, Weir G, Hamill J, Boyer KA. The influence of patellofemoral pain on coordination variability over a prolonged treadmill run. *ISBS Proceedings Archive* 2018; 36(1): 634-637.
22. Bergin M, Tucker K, Vicenzino B, Hodges PW. "Taking action" to reduce pain—Has interpretation of the motor adaptation to pain been too simplistic? *PloS One* 2021; 16(12): 1-19.
23. Serdar CC, Cihan M, Yücel D, Serdar MA. Sample size, power and effect size revisited: simplified and practical approaches in pre-clinical, clinical and laboratory studies. *Biochemia medica*. 2021; 31(1): 27-53.
24. Arjun R, Kishan R, Dhillon M, Chouhan D. Reliability of clinical methods in evaluating patellofemoral pain syndrome with malalignment. *Int J Res Orthop* 2017; 3(3): 334-338.
25. Watson CJ, Propps M, Ratner J, Zeigler DL, Horton P, Smith SS. Reliability and responsiveness of the lower extremity functional scale and the anterior knee pain scale in patients with anterior knee pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2005; 35(3): 136-146.
26. Elsaï WM, Mohammad WS. Comparison of Electromyographic Amplitudes of the Adductor Magnus Muscle among Three Different Clinical Testing Positions. *MJSSM* 2020; 9(2): 21-26.
27. Darch L, Chalmers S, Wiltshire J, Causby R, Arnold J. Running-induced fatigue and impact loading in runners: A systematic review and meta-analysis. *J Sports Sci* 2022; 40(13): 1512-1531.

28. Letafatkar A, Mantashloo Z, Moradi M. Comparison the time to stabilization and activity of the lower extremity muscles during jump-landing in subjects with and without Genu Varum. *Gait Posture* 2018; 65: 256-261. [Persian]
29. Robertson DG, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics. *J Sports Sci Med* 2014; 13(1): i.
30. Abbasi A, Yazdanbakhsh F, Tazji MK, Aghaie AP, et al. A comparison of coordination and its variability in lower extremity segments during treadmill and overground running at different speeds. *Gait Posture* 2020; 79(6): 139-144.
31. Miller RH, Meardon SA, Derrick TR, Gillette JC. Continuous relative phase variability during an exhaustive run in runners with a history of iliotibial band syndrome. *J Appl Biomech* 2008; 24(3): 262-270
32. Mehri R, Abbasi A, Abbasi S, Khaleghi Tazji M, Nazarpour K. Intra-segment coordination variability in road cyclists during pedaling at different intensities. *Appl Sci*. 2020, 10(24): 1-11
33. O'Connor CM, Thorpe SK, O'Malley MJ, Vaughan CL. Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait Posture* 2007; 25(3): 469-674
34. Li X, Zhou P, Aruin AS. Teager-Kaiser energy operation of surface EMG improves muscle activity onset detection. *Ann Biomed Eng* 2007; 35: 1532-1538
35. Dos Santos SB. Detecção de início de ativação muscular no eletromiograma com o operador Teager-Kaiser [Doctoral dissertation]. Rio de Janeiro (RJ): Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2011.
36. Park J, Shin SW, Kang SB, Kim J. Acute Effects of Electromyography Biofeedback Training on the Joint Position Sense and Pain in Adults with Patellofemoral Pain. *Asian J Kinesiol* 2023; 25(2): 43-51.
37. Boling MC, Bolgla LA, Mattacola CG, Uhl TL, Hosey RG. Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *Arc phys med rehabil* 2006; 87(11): 1428-1435.
38. Kunene SH, Ramklass S, Taukobong NP. Anterior knee pain and its intrinsic risk factors among runners in under-resourced communities in Ekurhuleni, Gauteng. *S Afr J Physiother* 2018; 74(1): 452.
39. Brindle TJ, Mattacola C, McCrory J. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2003; 11(1): 244-251.
40. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Simultaneous feedforward recruitment of the vasti in untrained postural tasks can be restored by physical therapy. *J Orthop Res* 2003; 21(3): 553-558.
41. Van Cant J, Pitance L, Feipel V. Hip abductor, trunk extensor and ankle plantar flexor endurance in females with and without patellofemoral pain. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2017; 30(2): 299-307.
42. Jirsa V, Sheheitli H. Entropy, free energy, symmetry and dynamics in the brain. *J Phys Complexity* 2022; 3(1): 1-17.
43. Kelso JA. Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination. *Am J Physiol* 1984; 246(6): 1000-1004.
44. Hamill J, van Emmerik RE, Heiderscheit BC, Li L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clin Biomech* 1999; 14(5): 297-308.
45. Chang R, van Emmerik R, Hamill J. Chronic plantar fasciitis reduces rearfoot to medial-forefoot anti-phase coordination. *Clin Biomech* 2021; 88: 105439.
46. Miller RH, Chang R, Baird JL, Van Emmerik RE, Hamill J. Variability in kinematic coupling assessed by vector coding and continuous relative phase. *J Biomech*. 2010; 43(13): 2554-2560.
47. Sanchis-Alfonso V, Baydal-Bertomeu JM. Kinetic and Kinematic Analysis in Evaluating Anterior Knee Pain Patients. In *Anterior Knee Pain and Patellar Instability* 2023; 675-687.

48. Nascimento LR, Teixeira-Salmela LF, Souza RB, Resende RA. Hip and knee strengthening is more effective than knee strengthening alone for reducing pain and improving activity in individuals with patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther* 2018; 48(1): 19-31.