

نقش سفتی عمودی در پیش‌بینی بروز سندرم درد کشکی- رانی: یک مطالعه هم‌گروهی آینده‌نگر

عفت حسین‌زاده^۱، منصور اسلامی^۲، افشین فیاض موقر^۳، محمد تقی‌پور^۴

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: سندرم درد کشکی- رانی (Patellofemoral pain syndrome یا PFPS) یکی از شایع‌ترین آسیب‌های ناشی از استفاده بیش از حد در اندام تحتانی است که به ویژه در افراد فعال شیوع بالایی دارد. با وجود مطالعات متعدد، عوامل خطر بیومکانیکی مرتبط با بروز این سندرم همچنان به طور کامل مشخص نشده است. سفتی عمودی به عنوان شاخصی قابل تعدیل که ویژگی‌های کینتیکی و کینماتیکی سیستم حرکتی را به صورت یکپارچه منعکس می‌کند، می‌تواند در شناسایی افراد در معرض خطر نقش مهمی داشته باشد. هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی نقش سفتی عمودی در پیش‌بینی بروز PFPS بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه هم‌گروهی آینده‌نگر، ۸۰ دانشجوی ورودی رشته تربیت‌بدنی (۵۰ زن و ۳۰ مرد) که واجد معیارهای ورود بودند، به روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند. سفتی عمودی هر دو اندام تحتانی در ابتدای نیم‌سال تحصیلی هنگام دویدن اندازه‌گیری گردید. شرکت‌کنندگان به مدت ۱۶ هفته پیگیری شدند و بروز آسیب‌های اندام تحتانی توسط پزشک متخصص ارتوپدی ثبت و تأیید شد. در پایان دوره پیگیری، افراد به دو گروه مبتلا به PFPS و آسیب‌ندیده تقسیم شدند. تفاوت سفتی عمودی بین گروه‌ها با استفاده از آزمون Independent t و ارزش پیش‌بینی‌کنندگی آن با Binary Logistic Regression مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: میانگین سفتی عمودی پیش از آسیب در گروه مبتلا به PFPS به طور معنی‌داری بیشتر از گروه آسیب‌ندیده بود ($P \leq 0/05$). آنالیز Logistic Regression نشان داد که سفتی عمودی بالاتر به طور معنی‌داری با افزایش خطر ابتلا به این سندرم مرتبط می‌باشد [$95\% \text{ CI} = 1/026-4/207$] Odds ratio = $2/078$ ، ($P \leq 0/05$).

نتیجه‌گیری: سفتی عمودی بالا به عنوان یک پیش‌بینی‌کننده معنی‌دار بروز PFPS شناسایی گردید. بر اساس نتایج، ارزیابی سفتی عمودی می‌تواند در شناسایی افراد در معرض خطر و طراحی برنامه‌های پیشگیری مبتنی بر اصلاح عوامل بیومکانیکی مؤثر باشد.

کلید واژه‌ها: سندرم درد کشکی- رانی؛ سفتی عمودی؛ دویدن؛ عوامل خطر؛ بیومکانیک

ارجاع: حسین‌زاده عفت، اسلامی منصور، تقی‌پور محمد، فیاض موقر افشین. نقش سفتی عمودی در پیش‌بینی بروز سندرم درد کشکی- رانی: یک مطالعه هم‌گروهی آینده‌نگر. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۴۰۴؛ ۲۱.

تاریخ چاپ: ۱۴۰۴/۱/۱۵

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۱/۱۵

تاریخ دریافت: ۱۴۰۳/۱۰/۱۰

اختصاص دارد (۱). این اختلال با درد در ناحیه اطراف یا بخش خلفی کشکک تظاهر می‌یابد که در طی فعالیت‌های تحمل وزن همچون دویدن، پریدن، فرود آمدن و بالا و پایین رفتن از پله تشدید می‌شود (۳). اهمیت بالینی PFPS زمانی برجسته‌تر می‌شود که بدانیم حدود ۷۰ تا ۹۰ درصد مبتلایان با علایم عودکننده یا مزمن مواجه هستند و این وضعیت می‌تواند پیش‌زمینه‌ای برای بروز استئوآرتریت

مقدمه

سندرم درد کشکی- رانی (Patellofemoral pain syndrome یا PFPS) به عنوان یکی از شایع‌ترین اختلالات اسکلتی- عضلانی اندام تحتانی شناخته می‌شود و حدود ۲۲/۷ درصد از جمعیت عمومی را تحت تأثیر قرار می‌دهد (۲، ۱). همچنین، برآورد شده است که ۲۵ تا ۴۰ درصد از آسیب‌های مرتبط با زانو به این سندرم

- ۱- استادیار، گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم رفتاری، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران
- ۲- دانشیار، گروه بیومکانیک ورزشی و رفتار حرکتی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابل، ایران
- ۳- استاد، گروه فیزیوتراپی، دانشکده توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی بابل، بابل، ایران
- ۴- استادیار، گروه آمار، دانشکده علوم ریاضی، دانشگاه مازندران، بابل، ایران

نویسنده مسؤول: عفت حسین‌زاده؛ استادیار، گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم رفتاری، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

Email: hoseinzadeh. effat@birjand.ac.ir

مفصل کشککی-رانی باشد (۴، ۵). با وجود تلاش‌های گسترده در حوزه پیشگیری و درمان، شیوع بالای این سندرم همچنان پا برجاست که نشان دهنده درک ناکامل از عوامل خطر و ساز و کارهای بروز آن می‌باشد (۳، ۶).

امروزه PFPS به عنوان یک اختلال چند عاملی شناخته می‌شود و طبق پژوهش‌های پیشین، شاخص‌های بیومکانیکی از جمله متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی از عوامل خطرزا در بروز این سندرم محسوب می‌شوند (۷). شواهد نشان می‌دهد که بین نیروی تماسی مفصل کشککی-رانی و متغیرهایی مانند گشتاور اکستنسور زانو، زاویه فلکشن زانو و توان تولیدی مفصل زانو ارتباط مستقیمی وجود دارد؛ به گونه‌ای که افزایش این شاخص‌ها می‌تواند منجر به تشدید استرس وارد بر مفصل کشککی-رانی شود (۸). علاوه بر این، افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین، تغییرات در کینماتیک اندام تحتانی و افزایش نرخ بارگذاری نیز به عنوان عوامل کلیدی در افزایش بار اعمال شده به مفصل کشککی-رانی مطرح شده‌اند (۹، ۱۰). اغلب مطالعات انجام شده شاخص‌های کینتیکی و کینماتیکی را به صورت جداگانه مورد بررسی قرار داده‌اند؛ در حالی که عملکرد واقعی سیستم اسکلتی-عضلانی حاصل تعامل پویا و هم‌زمان مؤلفه‌های کینتیکی و کینماتیکی است. بنابراین، بررسی عواملی که ترکیبی از کینماتیک و کینتیک را در قالب یک شاخص واحد ارائه می‌دهد، می‌تواند درک بهتری از مکانیسم ایجاد آسیب فراهم نماید (۱۱، ۱۲).

سفتی (Stiffness)، نسبت نیرو به تغییر شکل است و مقاومت یک ساختار در برابر تغییر شکل را توصیف می‌کند. در واقع، سفتی به عنوان یک شاخص بیومکانیکی، برآیند تعامل بین متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی می‌باشد و ظرفیت سیستم اسکلتی-عضلانی را برای مقاومت در برابر تغییر شکل در پاسخ به نیروها یا گشتاورهای اعمال شده به بدن توصیف می‌کند (۱۳). سفتی نقش مهمی در تنظیم رفتار مکانیکی سیستم اسکلتی-عضلانی و میزان ذخیره و بازگشت انرژی مکانیکی طی فعالیت‌های حرکتی دارد. در این چارچوب، این شاخص بر الگوهای انتقال و توزیع نیرو در ساختارهای مختلف اندام تحتانی اثر می‌گذارد و به عنوان یکی از عوامل تعیین‌کننده کارایی مکانیکی حرکت مطرح است (۱۴، ۱۳). علاوه بر این، سفتی با بازتاب هم‌زمان نیروهای اعمال شده به بدن و واکنش ساختار اسکلتی-عضلانی به این نیروها، ابزار ارزشمندی به منظور بررسی ساز و کارهای زمینه‌ساز آسیب‌های اسکلتی-عضلانی محسوب می‌شود (۱۵، ۱۳). شواهد موجود نشان می‌دهد که رابطه غیر خطی و به شکل منحنی U بین سفتی و خطر آسیب وجود دارد؛ به گونه‌ای که مقادیر بسیار بالای سفتی، باعث افزایش بار اعمال شده به سیستم اسکلتی-عضلانی می‌شود. بنابراین، احتمال وقوع آسیب‌های بافت سخت را افزایش می‌دهد؛ در حالی که سطوح سفتی بسیار پایین، منجر به حرکت بیش از حد مفصل می‌شود و در نتیجه، خطر آسیب بافت نرم در اطراف مفصل را افزایش می‌دهد (۱۶، ۱۵). سفتی در سطوح مختلفی از سیستم اسکلتی-عضلانی بدن همچون مفاصل بدن، سفتی اندام و سفتی کل بدن قابل محاسبه است. سفتی کل بدن یا سفتی عمودی (Vertical stiffness) به عنوان یکی از شاخص‌های عملکردی، بیانگر نسبت تغییرات نیروی عمودی زمین به تغییرات جابه‌جایی مرکز جرم بدن طی فعالیت‌های حرکتی است (۱۷).

با وجود این شواهد نظری، یافته‌های پژوهشی در خصوص رابطه بین سفتی و آسیب متناقض می‌باشد و هنوز امکان نتیجه‌گیری قطعی در خصوص این ارتباط وجود ندارد. به عنوان مثال، Watsford و همکاران گزارش کردند فوئبالیست‌هایی که در طول فصل دچار آسیب همسترینگ شدند، نسبت به سایر بازیکنان، سفتی عمودی بیشتر در اندام تحتانی داشتند (۱۸). از سوی دیگر، Prunyn و همکاران

(۱۹) و Sporri و همکاران (۲۰) با افزایش دفعات آزمون‌گیری به صورت ماهانه، گزارش کردند که میزان سفتی عمودی قبل از وقوع آسیب نقشی در وقوع آسیب بافت نرم ندارد، بلکه عدم تقارن دو طرفه سفتی عمودی بین پای غالب و مغلوب می‌تواند در وقوع این آسیب‌ها مؤثر باشد. نتایج مطالعه دیگری نشان داد که بین آسیب همسترینگ و سفتی عمودی رابطه‌ای وجود ندارد (۲۱). با وجود گزارش‌های متناقض در خصوص ارتباط سفتی و آسیب، به نظر می‌رسد بخشی از این ناهمگونی ناشی از بررسی این شاخص به صورت کلی و بدون توجه به ماهیت مکانیکی آسیب‌های مختلف باشد. از نظر تئوریک، سطوح بالاتر سفتی به طور عمده با افزایش بارگذاری و آسیب‌های بافت سخت مرتبط است (۱۶، ۱۵). با این حال، بسیاری از تحقیقات انجام شده این شاخص را در ارتباط با آسیب‌های بافت نرم همچون کشیدگی‌های عضلانی و آسیب‌های تاندونی مورد بررسی قرار داده‌اند. این عدم تطابق نشان می‌دهد که ارزیابی نقش سفتی بدون در نظر گرفتن ماهیت مکانیکی و الگوی بارگذاری اختصاصی هر آسیب، می‌تواند منجر به نتایج متناقض شود. از این رو، به نظر می‌رسد بررسی این شاخص در آسیب‌هایی با ماهیت بارمحور و استفاده بیش از حد مانند PFPS، بتواند درک دقیق‌تری از نقش واقعی سفتی در بروز آسیب فراهم آورد. علاوه بر این، سفتی عامل قابل‌تغییری می‌باشد. بنابراین، شناسایی نقش سفتی در بروز آسیب می‌تواند گامی ضروری در شناخت عوامل خطر و طراحی راهبردهای مؤثر در پیشگیری از وقوع آسیب محسوب شود. با توجه به مراتب بالا و این که تاکنون هیچ مطالعه آینده‌نگری به طور مشخص به بررسی نقش سفتی عمودی در بروز PFPS نپرداخته است، هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی نقش سفتی عمودی به عنوان شاخصی از پاسخ مکانیکی سیستم اسکلتی-عضلانی در پیش‌بینی وقوع PFPS بود.

مواد و روش‌ها

این تحقیق به صورت نیمه تجربی با طراحی هم‌گروهی آینده‌نگر انجام شد و در آن، ۸۰ نفر از دانشجویان ورودی سال اول رشته تربیت‌بدنی دانشگاه مازندران (۳۰ مرد و ۵۰ زن) شرکت داشتند که به صورت غیر تصادفی و با روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند. حجم نمونه بر اساس مطالعات پیشین در این حوزه (۲۲، ۲۰، ۱۸) برآورد گردید. کلیه مراحل پژوهش در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه مازندران انجام شد. پیش از شروع، اهداف مطالعه برای آزمودنی‌ها تشریح گردید و همه شرکت‌کنندگان فرم رضایت‌نامه آگاهانه را تکمیل نمودند. تحقیق حاضر مطابق با اصول اخلاق در پژوهش‌های انسانی و بیانیه Helsinki انجام شد و به تأیید کمیته اخلاق دانشگاه مازندران رسید.

معیارهای ورود به مطالعه شامل دانشجویان ترم اول رشته تربیت‌بدنی، سن ۱۹ تا ۲۵ سال و برخورداری از شاخص توده بدنی (Body mass index یا BMI) در محدوده نرمال تا اضافه وزن (۲۹/۹-۱۸/۵ کیلوگرم بر مترمربع) بود. معیارهای خروج در دو دسته تعریف گردید. دسته اول شامل وجود هرگونه مشکلات اسکلتی-عضلانی و ناهنجاری‌های وضعیتی مانند پیچ‌خوردگی مزمن مچ پا، شکستگی در اندام تحتانی، آسیب‌های مفصلی، بیماری‌هایی مانند استرس فراکچر، استئوآرتریت، شین‌اسپلینت، درد ساق یا طی شش ماه پیش از آزمون و همچنین، ناهنجاری‌های ساختاری اندام تحتانی مانند صافی یا گودی کف پا بود (۲۴، ۲۳، ۱۶، ۱۴). به منظور اطمینان از سلامت آزمودنی‌ها، تمامی افراد پیش از ورود به تحقیق توسط متخصص ارتوپدی مورد ارزیابی قرار گرفتند. به منظور بررسی وضعیت قوس کف پا، شاخص افتادگی استخوان ناوی با استفاده از روش

چهارم و با فرکانس برش ۱۰ هرتز برای داده‌های کینماتیکی و ۵۰ هرتز برای داده‌های کینتیکی هموارسازی شدند. تمامی محاسبات در محیط نرم‌افزار MATLAB (MATLAB R2020, MathWorks, Natick, MA, USA) انجام شد. سفتی عمودی به عنوان نسبت بیشینه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین به بیشینه جابه‌جایی عمودی مرکز جرم بدن محاسبه گردید (۲۸). جابه‌جایی عمودی مرکز جرم از طریق دو بار انتگرال‌گیری از شتاب عمودی حاصل از نیروی عکس‌العمل زمین به دست آمد. به منظور امکان مقایسه بین افراد با ویژگی‌های آنتروپومتریکی متفاوت، مقادیر سفتی عمودی نسبت به وزن بدن نرمال‌سازی شد. علاوه بر متغیرهای مورد نیاز برای محاسبه سفتی عمودی، چند متغیر بیومکانیکی تکمیلی نیز بر اساس سوابق پژوهش استخراج و بررسی گردید. متغیرهایی که به طور غیر مستقیم با سفتی عمودی مرتبط بود و به منظور تفسیر دقیق‌تر یافته‌ها و درک عوامل احتمالی مؤثر بر تفاوت مقادیر سفتی بین دو گروه مورد بررسی قرار گرفتند. این متغیرها شامل زمان تماس با زمین، نرخ بارگذاری و دامنه جابه‌جایی زاویه‌ای مفاصل زانو و مچ پا بودند (۲۹، ۱۷، ۱۶). زمان تماس با زمین به صورت فاصله زمانی بین تماس اولیه پا با صفحه نیرو و جدا شدن همان پا از صفحه نیرو تعریف گردید (۲۲). نرخ بارگذاری از شیب بخش ابتدایی منحنی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین نسبت به زمان و در بازه زمانی متناظر با ۲۰ تا ۸۰ درصد قله اول آن محاسبه شد (۳۰).

روند ثبت آسیب بدین صورت انجام شد که پس از هر جلسه تمرینی در طول ترم تحصیلی، وجود علایمی همچون درد، تورم یا کاهش عملکرد بررسی گردید و در صورت مشاهده علایم، فرد به متخصص ارتوپدی ارجاع داده شد. تشخیص PFPS توسط پزشک ارتوپد و پس از انجام معاینات بالینی لازم انجام شد و کلیه اطلاعات مربوط به علایم، تاریخچه و نوع آسیب ثبت گردید. افرادی که دچار آسیب‌هایی غیر از PFPS شدند، از تحلیل نهایی حذف گردید. در پایان دوره، آزمودنی‌ها به دو گروه مبتلا به PFPS و آسیب ندیده تقسیم شدند.

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون Shapiro-Wilk و همگنی واریانس‌ها به کمک آزمون Levene بررسی گردید. داده‌ها به صورت میانگین $\pm$ انحراف معیار گزارش شد و سطح معنی‌داری در تمامی آزمون‌ها $P \leq 0.05$ در نظر گرفته شد. به منظور مقایسه متغیرهای آنتروپومتریک بین گروه‌های آسیب دیده و آسیب ندیده از آزمون Independent t استفاده گردید. در گروه آسیب ندیده، مقایسه سفتی عمودی بین اندام راست و چپ با استفاده از آزمون Paired t انجام گرفت. مقایسه سفتی عمودی و سایر متغیرهای بیومکانیکی بین گروه‌ها نیز با آزمون Independent t صورت پذیرفت. در نهایت، برای بررسی نقش پیش‌بینی‌کنندگی سفتی عمودی در بروز PFPS، از Binary Logistic Regression استفاده شد و نسبت شانس (Odds ratio یا OR) همراه با فاصله اطمینان ۹۵ درصد گزارش گردید. داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۶ (IBM Corporation, Armonk, NY) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

Brody اندازه‌گیری شد و تنها افرادی با دامنه طبیعی (۵ تا ۹ میلی‌متر) وارد پژوهش شدند (۲۵). دسته دوم معیارهای خروج مربوط به سابقه فعالیت بدنی بود. با توجه به تأثیر سابقه تمرینی بر شاخص سفتی، تنها افرادی در مطالعه شرکت داده شدند که طی یک سال پیش از آزمون در هیچ برنامه تمرینی منظم شرکت نداشتند و از نظر سطح فعالیت بدنی در وضعیت نسبتاً مشابهی قرار داشتند (۲۶، ۲۷). در طول دوره تحقیق، آزمودنی‌ها در برنامه درسی یکسانی شامل دروس آمادگی جسمانی، والیبال و دو و میدانی شرکت کردند (جدول ۱). فعالیت‌های بدنی خارج از برنامه درسی نیز ثبت شد و هیچ‌یک از آزمودنی‌ها در طول دوره در برنامه تمرینی منظم خارج از دانشگاه شرکت نداشتند. کلیه آزمودنی‌ها در طول دوره مطالعه و جلسات ارزیابی از کفش‌های شخصی خود استفاده کردند. پیش از اجرای آزمون‌ها، نوع کفش مورد استفاده ثبت شد و اطمینان حاصل گردید که تمامی شرکت‌کنندگان کفش‌های ورزشی عمومی موجود در بازار بدون ویژگی‌های طراحی تخصصی بیومکانیکی (مانند کفش‌های مینیمال) استفاده می‌کردند.

ارزیابی‌های بیومکانیکی پیش از شروع ترم تحصیلی و در شرایطی که تمامی آزمودنی‌ها فاقد آسیب بودند، انجام شد. برای اندازه‌گیری سفتی عمودی، آزمودنی‌ها در آزمایشگاه بیومکانیک تحت شرایط کنترل شده مورد ارزیابی قرار گرفتند. جمع‌آوری داده‌های کینتیکی و کینماتیکی به صورت سه بعدی و با استفاده از سیستم تحلیل حرکت (Unterschleissheim, Simi Reality Motion, آلمان)، شش دوربین (Yokohama JVC-9X0، ژاپن)، یک صفحه نیروسنج (Kistler، Winterthor، سوئیس)، نشانگرهای بازتابی و نشانگرهای خوشه‌ای (Qualisys، Gothenburg، سوئد) انجام شد. نشانگرها بر روی نقاط آناتومیک شامل خار خاصرهای قدامی و خلفی، تروکانتر بزرگ، اپی‌کوندیل‌های ران، قوزک‌ها، پاشنه و سر استخوان‌های کف پای نصب گردید. همچنین، نشانگرهای خوشه‌ای بر روی ران و ساق قرار گرفت. ابتدا یک کوشش ایستا در وضعیت آناتومیک ثبت و سپس نشانگرهای غیر ضروری حذف شد و تنها نشانگرهای رهگیری برای ثبت حرکات دینامیک باقی ماند. آزمون دویدن با سرعت کنترل شده 0.2 ± 0.4 متر بر ثانیه انجام شد. به منظور کنترل سرعت، فاصله‌ای ۴ متری بین نقطه شروع حرکت و مرکز صفحه نیرو در نظر گرفته شد. زمان طی این مسیر توسط دو ارزیاب به طور هم‌زمان و با استفاده از کرومومتر دستی (Q&Q، ژاپن) ثبت گردید. در صورت اختلاف بیش از ۰/۰۵ ثانیه بین دو ثبت، تلاش تکرار می‌شد. سرعت دویدن از تقسیم مسافت طی شده بر زمان جابه‌جایی محاسبه شد و تنها تلاش‌هایی که در محدوده سرعت تعیین شده قرار داشتند، برای تحلیل پذیرفته شد. از هر آزمودنی، سه کوشش موفق برای هر اندام تحتانی ثبت و میانگین آن‌ها برای تحلیل آماری استفاده گردید (۲۴). آزمودنی‌ها پیش از اجرای آزمون، تنها دویدن آرام به عنوان گرم کردن انجام دادند و از انجام حرکات کششی به دلیل تأثیر احتمالی بر سفتی جلوگیری شد. بین تلاش‌ها ۳ دقیقه استراحت در نظر گرفته شد.

داده‌های خام کینماتیکی و کینتیکی با استفاده از Butterworth filter مرتبه

جدول ۱. نوع فعالیت ورزشی و ساختار جلسات تمرینی آزمودنی‌ها در طول دوره آزمون (یک ترم تحصیلی در دانشگاه*)

نوع فعالیت بدنی	تعداد ساعات تمرین در جلسه تمرینی	تعداد جلسات در هر هفته	تعداد جلسات در ترم تحصیلی
آمادگی جسمانی (۲ واحد)	۲ ساعت	۲ جلسه	۳۲ جلسه
والیبال (۲ واحد)	۲ ساعت	۲ جلسه	۳۲ جلسه
دو و میدانی (۲ واحد)	۲ ساعت	۲ جلسه	۳۲ جلسه

*ترم تحصیلی شامل ۱۶ هفته آموزشی بود و در مجموع برای هر درس ۳۲ جلسه برگزار گردید.

یافته‌ها

بررسی نتایج آسیب‌ها نشان داد که از مجموع ۸۰ نفر آزمودنی در طول دوره پیگیری، ۱۲ نفر به PFPS مبتلا شدند و ۴۶ نفر آسیب ندیدند. سایر آزمودنی‌ها به دلیل ابتلا به آسیب‌هایی غیر از PFPS از روند تحلیل نهایی حذف شدند. جدول ۲ مشخصات آنتروپومتریک شرکت‌کنندگان را در دو گروه نشان می‌دهد. پیش از انجام آزمون‌های پارامتریک، نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون Shapiro-Wilk بررسی شد. نتایج نشان داد که همه متغیرها دارای توزیع نرمال بودند. به منظور مقایسه متغیرها بین دو گروه، از آزمون Independent t استفاده شد. نتایج نشان داد که در متغیرهای آنتروپومتریک تفاوت معنی‌داری بین دو گروه وجود نداشت. بنابراین، این یافته‌ها همگنی دو گروه را از نظر ویژگی‌های آنتروپومتریک تأیید کرد.

جدول ۲. اطلاعات دموگرافیک افراد آسیب دیده و آسیب ندیده

متغیر	گروه PFPS (۱۲ نفر)	گروه آسیب ندیده (۴۶ نفر)	مقدار P
سن (سال)	۲۰/۱۷ ± ۱/۱۱	۱۹/۸۰ ± ۰/۸۰	۰/۵۵۷
قد (متر)	۱/۶۵ ± ۰/۰۵	۱/۶۹ ± ۰/۰۸	۰/۱۲۴
جرم (کیلوگرم)	۶۱/۸۸ ± ۵/۷۵	۶۴/۸۱ ± ۱۰/۳۳	۰/۳۴۶
BMI (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۲/۱۶ ± ۲/۲۹	۲۲/۰۰ ± ۲/۹۶	۰/۸۸۷

داده‌ها بر اساس میانگین $\pm$ انحراف معیار گزارش شده است.

BMI: Body mass index; PFPS: Patellofemoral pain syndrome

برای مقایسه مقادیر سفتی عمودی بین اندام‌های چپ و راست در افراد آسیب ندیده، از آزمون Paired t استفاده شد. نتایج نشان داد که تفاوت معنی‌داری در متغیر سفتی عمودی بین اندام چپ و راست وجود نداشت (جدول ۳). بر این اساس، به منظور دستیابی به یک شاخص نماینده در گروه افراد آسیب ندیده، میانگین مقادیر سفتی عمودی اندام‌های چپ و راست برای هر فرد محاسبه و در تحلیل‌های مقایسه‌ای بین گروهی مورد استفاده قرار گرفت. در مقابل، در گروه مبتلا به PFPS، تحلیل‌های آماری بر اساس مقادیر سفتی عمودی پای درگیر (آسیب دیده) در وضعیت پیش از بروز آسیب انجام شد.

به منظور تبیین بهتر تفاوت‌های مشاهده شده در شاخص سفتی عمودی، علاوه بر متغیر اصلی پژوهش، برخی متغیرهای بیومکانیکی مرتبط با مؤلفه‌های تشکیل دهنده سفتی عمودی نیز بین دو گروه مقایسه گردید. نتایج این مقایسه‌ها در جدول ۴ ارائه شده است. نتایج آزمون Independent t نشان داد که سفتی عمودی در گروه مبتلا به PFPS به طور معنی‌داری بیشتر از گروه آسیب ندیده بود ($P = ۰/۰۳۴$). همچنین، بین دو گروه در جابه‌جایی عمودی مرکز جرم بدن تفاوت معنی‌داری مشاهده شد ($P = ۰/۰۱۸$)؛ به طوری که گروه آسیب ندیده مقادیر بیشتری را نسبت به گروه مبتلا نشان داد. در مقابل، تفاوت معنی‌داری بین دو گروه

در حداکثر مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین ($P = ۰/۱۷۷$)، زمان تماس با زمین ($P = ۰/۱۷۱$) و میانگین نرخ بارگذاری ($P = ۰/۶۸۲$) مشاهده نشد. در مطالعه حاضر، به منظور بررسی توان پیش‌بینی‌کنندگی سفتی عمودی بر وقوع PFPS از تحلیل Binary Logistic Regression استفاده شد (جدول ۵). پیش از انجام تحلیل، جهت افزایش پایداری مدل و امکان مقایسه ضرایب، تمامی مقادیر سفتی عمودی به صورت Z-score استانداردسازی شد. نتایج تحلیل نشان داد که سفتی عمودی قبل از آسیب به عنوان یک پیش‌بینی‌کننده معنی‌دار برای وقوع PFPS بود ($B = ۰/۷۳۱$, $SE = ۰/۳۶۰$, $P = ۰/۰۴۲$). بر اساس نتایج، افزایش یک انحراف معیار در سفتی عمودی، با افزایش ۲/۰۷۸ برابری احتمال بروز آسیب PFPS همراه بود. به طور کلی، یافته‌های تحقیق حاضر نشان داد که مقادیر بالاتر سفتی عمودی پیش از آسیب، می‌تواند با افزایش احتمال بروز PFPS در شرکت‌کنندگان همراه باشد.

بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی این موضوع بود که آیا سفتی عمودی پیش از وقوع آسیب می‌تواند بروز آینده PFPS را پیش‌بینی کند. بر خلاف مطالعات گذشته‌نگر که تغییرات بیومکانیکی را پس از وقوع آسیب و ظهور علایمی مانند درد بررسی کرده‌اند (۳۱، ۳۲)، طراحی آینده‌نگر تحقیق حاضر امکان بررسی نقش سفتی کل بدن یا سفتی عمودی را در ارتباط با خطر بروز آسیب فراهم نمود. یافته‌های به دست آمده نشان داد که بالا بودن سفتی عمودی پیش از وقوع آسیب، خطر بروز PFPS را به طور معنی‌داری افزایش می‌دهد. به طور مشخص، افزایش یک انحراف معیار در سفتی عمودی، احتمال بروز PFPS را ۲/۰۷۸ برابر افزایش داد. این نتایج نشان می‌دهد که مقادیر بالای سفتی عمودی، می‌تواند به عنوان یک عامل خطر در پیش‌بینی PFPS مطرح باشد. بنابراین، به نظر می‌رسد بین میزان سفتی و بروز آسیب ارتباط وجود دارد که این یافته با نتایج برخی پژوهش‌های پیشین (۱۷-۱۵) همخوانی داشت. با این حال، نتایج بررسی حاضر با یافته‌های مطالعه Sporti و همکاران (۲۰) همسو نبود. یکی از مهم‌ترین دلایل احتمالی این اختلاف آن است که Sporti و همکاران مجموعه‌ای از آسیب‌های بافت نرم را بررسی کردند (۲۰)، نه یک آسیب مشخص. همان‌گونه که پیش‌تر بیان گردید، میزان سفتی و نحوه تنظیم آن می‌تواند بسته به ماهیت آسیب، نقش متفاوتی در انواع آسیب‌های ورزشی ایفا کند. با این وجود، تحقیق مذکور رد کامل وجود رابطه بین سفتی و آسیب را مستلزم انجام پژوهش‌های بیشتر دانسته است.

سفتی عمودی نمایانگر نحوه تعامل سیستم اندام تحتانی با نیروهای عمودی وارد بر بدن در حین دویدن بود و با ظرفیت سیستم در جذب و توزیع انرژی مکانیکی مرتبط است (۱۷). یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد که افراد مستعد PFPS الگوی حرکتی سفت‌تری در فاز اتکا اتخاذ می‌کنند؛ چرا که جابه‌جایی عمودی مرکز جرم بدن در این افراد به میزان قابل‌توجهی کمتر از گروه آسیب ندیده بود.

جدول ۳. مقایسه سفتی عمودی بین پای چپ و راست گروه آسیب ندیده

متغیر	آسیب ندیده (پای چپ)	آسیب ندیده (پای راست)	t	درجه آزادی	مقدار P
سفتی عمودی (کیلو نیوتن بر متر بر کیلوگرم)	۰/۳۵۵ ± ۰/۰۵۴	۰/۳۵۹ ± ۰/۰۵۹	-۰/۵۳۷	۴۵	۰/۵۹۴

داده‌ها بر اساس میانگین $\pm$ انحراف معیار گزارش شده است.

$P \leq ۰/۰۵$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

جدول ۴. مقایسه سفتی عمودی و متغیرهای وابسته به آن بین گروه آسیب‌نندیده و گروه PFPS (Patellofemoral pain syndrome)

متغیر	گروه آسیب‌نندیده	گروه PFPS	t	مقدار P
سفتی عمودی (کیلو نیوتن بر متر بر کیلوگرم)	۰/۳۵۷ ± ۰/۰۵۰	۰/۳۹۴ ± ۰/۰۶۱	-۲/۱۷۰	۰/۰۳۴*
حداکثر مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین (بر حسب وزن بدن)	۲/۱۰۳ ± ۰/۱۴۱	۲/۱۶۳ ± ۰/۱۱۰	-۱/۳۶۸	۰/۱۷۷
زمان تماس با زمین (ثانیه)	۰/۲۶۱ ± ۰/۰۲۵	۰/۲۷۳ ± ۰/۰۲۳	-۱/۳۸۵	۰/۱۷۱
جابه‌جایی عمودی مرکز جرم بدن (متر)	۰/۰۸۱ ± ۰/۰۱۱	۰/۰۷۱ ± ۰/۰۱۲	۲/۴۴۵	۰/۰۱۸*
میانگین نرخ بارگذاری (نیوتن بر کیلوگرم بر ثانیه)	۸۳/۶۸۰ ± ۱۴/۶۵۰	۸۵/۵۹۰ ± ۱۲/۶۰۰	-۰/۴۱۲	۰/۶۸۲
جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل زانو (درجه)	۲۷/۹۸۰ ± ۵/۶۸۰	۲۸/۶۹۰ ± ۳/۴۰۰	-۰/۸۳۳	۰/۴۰۸
جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل مچ پا (درجه)	۱۷/۳۰۰ ± ۰/۶۲۰	۱۶/۶۷۰ ± ۰/۷۶۰	۲/۵۷	۰/۰۱۳*

داده‌ها بر اساس میانگین $\pm$ انحراف معیار گزارش شده است.
 $P \leq 0.05$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

PFPS: Patellofemoral pain syndrome

تغییرات سفتی عمودی و جابه‌جایی مرکز جرم، نتیجه یک راهکار حرکتی چند عاملی و غیر خطی است و تنها با تغییر یک متغیر کینماتیکی مانند فلکشن زانو قابل توضیح نیست.

از منظر PFPS می‌توان گفت افرادی که فلکشن زانوی بیشتری در حین دویدن دارند، به دلیل افزایش نیروی تماسی بین کشکک و استخوان ران، بیشتر در معرض آسیب PFPS قرار دارند که این نتیجه با یافته‌های برخی تحقیقات (۱۲) مشابهت داشت؛ در حالی که برخی پژوهش‌های دیگر گزارش کرده‌اند که افراد مبتلا به PFPS در مقایسه با افراد سالم همسان، هنگام دویدن دارای زاویه فلکشن زانوی کمتری هستند. بنابراین، کاهش فلکشن زانو به دلیل کاهش تماس مفصلی و افزایش سرعت نیروی وارد شده بر مفصل زانو، خطر وقوع PFPS را افزایش می‌دهد که این نتایج با یافته‌های مطالعات پیشین (۳۷، ۹) همسویی نداشت. با توجه به نتایج تحقیق حاضر، می‌توان گفت که افزایش جابه‌جایی زانو، می‌تواند مکانیسم جبرانی برای جذب ضربه به دلیل محدودیت مچ پا باشد؛ چرا که وقتی میزان دورسی فلکشن مچ پا محدود باشد، حرکت درشت‌نی به سمت پا کمتر می‌شود. بنابراین، برای جبران این محدودیت حرکتی و کنترل وزن بدن و انتقال آن به سمت جلو، افراد میزان فلکشن زانو را افزایش می‌دهند. در شرایطی که دامنه حرکتی مچ پا محدود می‌شود، ظرفیت این مفصل در جذب و تعدیل انرژی مکانیکی کاهش می‌یابد و سیستم اسکلتی-عضلانی برای جبران این محدودیت، وابستگی بیشتری به مفصل زانو در فاز جذب نیرو پیدا می‌کند. در نتیجه، زانو باید سهم بیشتری از جذب انرژی ضربه را بر عهده بگیرد که این امر می‌تواند منجر به افزایش جابه‌جایی و کنترل اکسنتریک بیشتر در این مفصل شود. چنین افزایشی در حرکت زانو به ویژه در فاز تحمل وزن، با افزایش نیروهای واکنشی مفصل کشککی-رانی و استرس فشاری روی سطوح مفصلی همراه است. بنابراین، این الگو ممکن است بیانگر یک جابه‌جایی در راهکار جذب نیرو از مچ پا به زانو باشد که در نهایت، خطر بروز PFPS را افزایش می‌دهد.

از آنجایی که جابه‌جایی عمودی مرکز جرم تحت تأثیر دامنه حرکتی مفاصل قرار دارد (۳۳) و یافته‌های حاضر نیز کاهش معنی‌دار دامنه حرکتی مفصل مچ پا در صفحه ساجیتال را در گروه PFPS نشان داد، می‌توان گفت که کاهش دامنه حرکتی مچ پا، ظرفیت سیستم را در جذب تدریجی نیرو محدود می‌کند و انتقال بار به بخش‌های پروگزیمال اندام تحتانی را افزایش می‌دهد (۳۳). علاوه بر این، کاهش دورسی فلکشن مچ پا در فاز تماس با زمین، با ایجاد مکانیسم‌های جبرانی مانند افزایش بیش از حد پرونیشن و چرخش داخلی درشت‌نی، می‌تواند با افزایش بار مکانیکی وارد بر مفصل کشککی-رانی همراه باشد (۳۴). بنابراین، ترکیب کاهش جابه‌جایی مرکز جرم و محدودیت حرکتی مچ پا، بیان‌کننده تغییر در راهکار جذب ضربه است که منجر به افزایش بار منتقل شده به مفصل زانو می‌شود. این نتایج با یافته‌های تحقیقات گذشته در این زمینه که گزارش کردند کاهش دورسی فلکشن مچ پا می‌تواند منجر به تغییر شاخص‌های کینتیکی و کینماتیکی مفاصل دیگر شود و احتمال وقوع آسیب در این افراد افزایش می‌یابد (۳۴، ۳۵)، همسو بود. از سوی دیگر، بررسی‌های انجام شده نشان داد که جابه‌جایی زاویه مفصل زانو پیش از آسیب در گروه PFPS نسبت به گروه آسیب‌نندیده بیشتر بود که این تفاوت معنی‌دار نبود. اگرچه در برخی پژوهش‌ها افزایش فلکشن مفصل زانو با افزایش جابه‌جایی عمودی مرکز جرم و در نتیجه، کاهش سفتی عمودی مرتبط می‌باشد (۳۳)، اما این رابطه خطی و مستقیم نیست. جابه‌جایی عمودی مرکز جرم تحت تأثیر متغیرهای متعددی از جمله نیروی عکس‌العمل زمین، زمان اتکا، میزان فشردگی سیستم فتری و هماهنگی بین مفاصل ران، زانو و مچ پا قرار دارد (۳۶). بنابراین، می‌توان گفت که تغییر در دامنه حرکتی مفصل زانو ممکن است در برخی شرایط با افزایش جابه‌جایی عمودی همراه باشد، اما در شرایط دیگر این اثر می‌تواند توسط ساز و کارهای جبرانی در سایر مفاصل یا تغییر در الگوی زمانی-فضایی خنثی گردد. در همین راستا، یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد در افرادی که جابه‌جایی عمودی مرکز جرم کمتری داشتند، میزان فلکشن زانوی بیشتر مشاهده شد، اگرچه این تفاوت معنی‌دار نبود. این موضوع می‌تواند بیان‌کننده آن باشد که

جدول ۵. گزارش نتایج Binary Logistic Regression

متغیر	B	خطای استاندارد	Wald	مقدار P	نسبت شانس	فاصله اطمینان ۹۵ درصد
سفتی عمودی (Z-score)	۰/۷۳۱	۰/۳۶۰	۴/۱۲۸	۰/۰۴۲*	۲/۰۷۸	۱/۰۲۶-۴/۲۰۷

مدل Binary Logistic Regression از نظر آماری معنی‌دار بود [$P = 0.002$ ، $\chi^2(2) = 4.592$] و مقدار Nagelkerke R^2 برابر با ۰/۱۱۹ بود.
 $P \leq 0.05$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

تمرینی، بتواند به عنوان رویکرد امیدوارکننده‌ای در برنامه‌های پیشگیری از PFPS مطرح باشد. با این حال، برای تأیید این موضوع و تعیین اثربخشی چنین مداخلاتی، انجام تحقیقات آینده‌نگر و مداخله‌ای بیشتری ضروری است.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از تمامی دانشجویانی که با همکاری صمیمانه خود امکان اجرای این مطالعه را فراهم کردند، تشکر و قدردانی به عمل می‌آید. همچنین، از مدیریت دانشکده تربیت بدنی دانشگاه مازندران، مسؤولان آزمایشگاه تربیت بدنی دانشگاه و سایر همکارانی که به صورت داوطلبانه تیم پژوهشی را همراهی کردند و به ارتقای ایمنی و کیفیت اجرای تحقیق کمک نمودند، سپاسگزاری می‌گردد.

نقش نویسندگان

طراحی و ایده‌پردازی پژوهش: عفت حسین‌زاده، منصور اسلامی
جذب منابع مالی: -
خدمات پشتیبانی، اجرایی و علمی پروژه: عفت حسین‌زاده، منصور اسلامی
فراهم‌سازی تجهیزات و نمونه‌ها: عفت حسین‌زاده، منصور اسلامی، محمد تقی‌پور
جمع‌آوری داده‌ها: عفت حسین‌زاده
تحلیل و تفسیر داده‌ها: عفت حسین‌زاده، منصور اسلامی
خدمات تخصصی آمار: عفت حسین‌زاده، افشین فیاض موقر
نگارش اولیه دست‌نوشته: عفت حسین‌زاده
بازبینی علمی و ارزیابی تخصصی دست‌نوشته: عفت حسین‌زاده، منصور اسلامی، محمد تقی‌پور
تأیید نسخه نهایی برای ارسال به مجله: عفت حسین‌زاده
مسئولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران: عفت حسین‌زاده

منابع مالی

مطالعه حاضر بر اساس تحلیل ثانویه داده‌های حاصل از یک طرح پژوهشی دانشگاهی انجام شد. کد اخلاق IR.UMZ.REC.1403.134 از کمیته اخلاق دانشگاه مازندران دریافت گردید.

تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند.

محدودیت‌ها

یکی از محدودیت‌های مطالعه حاضر این بود که سفتی عمودی تنها بر اساس یک گام دویدن محاسبه شد. با توجه به این که متغیرهای بیومکانیکی دویدن ممکن است در گام‌های متوالی دچار نوسان شوند، تحلیل چندین گام متوالی می‌توانست برآورد پایاتری از سفتی کل بدن یا سفتی عمودی ارایه دهد و قدرت تبیین نتایج را افزایش دهد. محدودیت دیگر به نوع کفش مورد استفاده آزمودنی‌ها مربوط می‌شود. اگرچه تلاش شد کفش مورد استفاده در زمان آزمون با کفش تمرینی هر فرد یکسان باشد، تفاوت‌های فردی در ویژگی‌های مکانیکی کفش‌ها مانند میزان جذب ضربه و سختی زیره، ممکن است بر شاخص‌های بیومکانیکی دویدن و برآورد سفتی عمودی تأثیرگذار باشد. استفاده از کفش استاندارد و یکسان برای تمامی آزمودنی‌ها می‌توانست اثر این متغیر مداخله‌گر را کاهش دهد. همچنین، حجم و شدت برنامه تمرینی آزمودنی‌های مرد و زن به طور کامل کنترل نشد. با وجود برنامه‌ریزی مشابه از نظر نوع فعالیت، تعداد جلسات و اهداف تمرینی، تفاوت‌های احتمالی در اجرای برنامه‌ها همچون شدت تمرین می‌تواند به عنوان یک متغیر مخدوش‌کننده بر ویژگی‌های بیومکانیکی دویدن و نتایج حاصل تأثیر گذاشته باشد.

پیشنهادها

با توجه به این که در پژوهش حاضر سفتی عمودی تنها بر اساس یک گام دویدن محاسبه گردید، پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده محاسبه این شاخص در چندین گام متوالی انجام شود تا برآورد پایاتری از سفتی اندام تحتانی به دست آید. همچنین، بررسی رابطه سفتی عمودی با بروز آسیب‌ها در شرایط مختلف دویدن مانند سرعت‌ها یا سطوح متفاوت، می‌تواند به درک دقیق‌تر نقش این متغیر در آسیب‌های ناشی از دویدن کمک کند. از سوی دیگر، انجام تحقیقات مداخله‌ای با هدف طراحی و ارزیابی برنامه‌های تمرینی مؤثر بر تنظیم و تعدیل سفتی عمودی نیز پیشنهاد می‌شود. بررسی اثر تمریناتی مانند تمرینات قدرتی، پلایومتریک و تمرینات کنترل عصبی-عضلانی بر سفتی عمودی، می‌تواند به توسعه راهبردهای تمرینی مؤثر برای کاهش خطر بروز آسیب‌هایی مانند PFPS کمک کند.

نتیجه‌گیری

یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد که سفتی عمودی بالاتر با افزایش خطر وقوع PFPS در افراد فعال همراه است و می‌تواند به عنوان یک شاخص بیومکانیکی بالقوه در شناسایی افراد در معرض خطر وقوع این سندرم مورد توجه قرار گیرد. با توجه به ماهیت قابل تغییر این متغیر، به نظر می‌رسد اصلاح سفتی عمودی از طریق مداخلات

References

1. Luo Y, Chen X, Shen X, Chen L, Gong H. Effectiveness of Kinesio tape in the treatment of patients with patellofemoral pain syndrome: A systematic review and meta-analysis. *Medicine*. 2024; 103(23): e38438.
2. Smith BE, Selfe J, Thacker D, Hendrick P, Bateman M, Moffatt F, et al. Incidence and prevalence of patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis. *PloS one*. 2018; 13(1): e0190892.
3. Crossley KM, van Middelkoop M, Callaghan MJ, Collins NJ, Rathleff MS, Barton CJ. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 2: recommended physical interventions (exercise, taping, bracing, foot orthoses and combined interventions). *British journal of sports medicine*. 2016; 50(14): 844-52.
4. Davis IS, Powers C. Patellofemoral pain syndrome: proximal, distal, and local factors—international research retreat, April 30-may 2, 2009, Baltimore, Maryland. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2010; 40(3): A1-A48.
5. Wyndow N, Collins N, Vicenzino B, Tucker K, Crossley K. Is there a biomechanical link between patellofemoral pain and

- osteoarthritis? A narrative review. *Sports Medicine*. 2016; 46(12): 1797-808.
6. Bazett-Jones DM, Neal BS, Legg C, Hart HF, Collins NJ, Barton CJ. Kinematic and kinetic gait characteristics in people with patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*. 2023; 53(2): 519-47.
 7. Lenhart RL, Thelen DG, Wille CM, Chumanov ES, Heiderscheit BC. Increasing running step rate reduces patellofemoral joint forces. *Medicine and science in sports and exercise*. 2014; 46(3): 557.
 8. Okkonen I. Factors related to excessive patellofemoral loading in rearfoot running: University of Jyväskylä; 2015.
 9. de Oliveira Silva D, Briani RV, Pazzinatto MF, Ferrari D, Aragão FA, de Azevedo FM. Reduced knee flexion is a possible cause of increased loading rates in individuals with patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics*. 2015; 30(9): 971-5.
 10. Johnson CD, Tenforde AS, Outerleys J, Reilly J, Davis IS. Impact-related ground reaction forces are more strongly associated with some running injuries than others. *The American journal of sports medicine*. 2020; 48(12): 3072-80.
 11. Lorimer AV, Keogh JW, Hume PA. Using stiffness to assess injury risk: comparison of methods for quantifying stiffness and their reliability in triathletes. *PeerJ*. 2018; 6: e5845.
 12. Yang C, Best TM, Liu H, Yu B. Knee biomechanical factors associated with patellofemoral pain in recreational runners. *The Knee*. 2022; 35: 87-97.
 13. Brazier J, Maloney S, Bishop C, Read PJ, Turner AN. Lower extremity stiffness: considerations for testing, performance enhancement, and injury risk. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2019; 33(4): 1156-66.
 14. Davis IV JJ, Gruber AH. Leg stiffness, joint stiffness, and running-related injury: Evidence from a prospective cohort study. *Orthopaedic journal of sports medicine*. 2021; 9(5): 23259671211011213.
 15. Butler RJ, Crowell III HP, Davis IM. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical biomechanics*. 2003; 18(6): 511-7.
 16. Williams III DS, Davis IM, Scholz JP, Hamill J, Buchanan TS. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait & posture*. 2004; 19(3): 263-9.
 17. Struzik A, Karamanidis K, Lorimer A, Keogh JW, Gajewski J. Application of leg, vertical, and joint stiffness in running performance: A literature overview. *Applied Bionics and Biomechanics*. 2021; 2021(1): 9914278.
 18. Watsford ML, Murphy AJ, McLachlan KA, Bryant AL, Cameron ML, Crossley KM, et al. A prospective study of the relationship between lower body stiffness and hamstring injury in professional Australian rules footballers. *The American journal of sports medicine*. 2010; 38(10): 2058-64.
 19. Pruijn EC, Watsford ML, Murphy AJ, Pine MJ, Spurr RW, Cameron ML, et al. Relationship between leg stiffness and lower body injuries in professional Australian football. *Journal of sports sciences*. 2012; 30(1): 71-8.
 20. Spurr D, Pine MJ, Cameron ML, Spurr RW, Sheehan WB, Bower RG, et al. Relationship between vertical stiffness and soft-tissue injuries in professional Australian football. *Journal of sports sciences*. 2019; 37(21): 2425-32.
 21. Serpell BG, Scarvell JM, Ball NB, Smith PN. Vertical stiffness and muscle strain in professional Australian football. *Journal of sports sciences*. 2014; 32(20): 1924-30.
 22. Thijs Y, Van Tiggelen D, Roosen P, De Clercq D, Witvrouw E. A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for patellofemoral pain. *Clinical journal of sport medicine*. 2007; 17(6): 437-45.
 23. Blyton SJ, Snodgrass SJ, Pizzari T, Birse SM, Likens AD, Edwards S. The impact of previous musculoskeletal injury on running gait variability: A systematic review. *Gait & posture*. 2023; 101: 124-33.
 24. Hoseinzadeh E, Eslami M, Taghipur M, Fayyaz-Movaghar A. The Role of Leg Stiffness in Prediction of Medial Tibial Stress Syndrome in Active People: A Prospective Cohort Study. *Journal of Research in Rehabilitation Sciences*. 2018; 13(5): 287-95.
 25. Brody DM. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *The orthopedic clinics of north America*. 1982; 13(3): 541-58.
 26. Hobara H, Kimura K, Omuro K, Gomi K, Muraoka T, Iso S, et al. Determinants of difference in leg stiffness between endurance- and power-trained athletes. *Journal of biomechanics*. 2008; 41(3): 506-14.
 27. Hobara H, Kimura K, Omuro K, Gomi K, Muraoka T, Sakamoto M, et al. Differences in lower extremity stiffness between endurance-trained athletes and untrained subjects. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2010; 13(1): 106-11.
 28. Powell DW, Williams DSB. Changes in Vertical and Joint Stiffness in Runners With Advancing Age. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2018; 32(12): 3416-22.
 29. Brughelli M, Cronin J. Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness: modelling and recommendations for future research. *Sports medicine*. 2008; 38(8): 647-57.
 30. Ueda T, Hobara H, Kobayashi Y, Heldoorn T, Mochimaru M, Mizoguchi H. Comparison of 3 methods for computing loading rate during running. *International Journal of Sports Medicine*. 2016; 37(13): 1087-90.
 31. Dixon SJ, Hinman RS, Creaby MW, Kemp G, Crossley KM. Knee joint stiffness during walking in knee osteoarthritis. *Arthritis Care & Research: Official Journal of the American College of Rheumatology*. 2010; 62(1): 38-44.
 32. Hamstra-Wright KL, Swanik CB, Ennis TY, Swanik KA. Joint stiffness and pain in individuals with patellofemoral syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2005; 35(8): 495-501.
 33. Jin L, Hahn ME. Relationship between joint stiffness, limb stiffness and whole-body center of mass mechanical work across running speeds. *Biomechanics*. 2022; 2(3): 441-52.
 34. Schacht ES. Effect of ankle dorsiflexion range of motion on knee biomechanics: Implications for patellofemoral pain syndrome: The University of North Carolina at Greensboro; 2014.

35. Hassan KA, Youssef RSE-E, Mahmoud NF, Eltagy H, El-Desouky MA. The relationship between ankle dorsiflexion range of motion, frontal plane projection angle, and patellofemoral pain syndrome. *Foot and Ankle Surgery*. 2022; 28(8): 1427–32.
36. van Oeveren BT, de Ruiter CJ, Beek PJ, van Dieën JH. The biomechanics of running and running styles: a synthesis. *Sports biomechanics*. 2024; 23(4): 516-54.
37. Szybist S, Houser A, Corletto J, Maloy W. Patellofemoral Biomechanics Considerations: Analysis of Factors Contributing to Patellofemoral Pain. *Current Sports Medicine Reports*. 2025; 24(9): 275–80.

The Role of Vertical Stiffness in Predicting the Incidence of Patellofemoral Pain Syndrome: A Prospective Cohort Study

Effat Hoseinzadeh¹   , Mansour Eslami²   ,

Mohammad Taghipour³   , Afshin Fayyaz-Movaghar⁴  

Abstract

Original Article

Introduction: Patellofemoral pain syndrome (PFPS) is one of the most common overuse injuries of the lower extremity, particularly prevalent among active individuals. Despite numerous studies, the biomechanical risk factors associated with its incidence have not yet been fully identified. Vertical stiffness, as a modifiable variable that reflects both kinetic and kinematic components of the movement system, may play an important role in identifying individuals at risk. This study aimed to investigate the role of vertical stiffness in predicting PFPS incidence.

Materials and Methods: In this prospective cohort study, 80 first-year physical education students (50 women and 30 men) who met the inclusion criteria were selected using convenience sampling. Vertical stiffness of both lower limbs was measured during running at the beginning of the academic semester. Participants were followed for 16 weeks, and lower extremity injuries were recorded and confirmed by an orthopedic physician. At the end of the follow-up period, participants were divided into two groups: those with PFPS and those without injury. Differences in vertical stiffness between groups were analyzed using an independent t-test, and the predictive role of vertical stiffness was examined using binary logistic regression.

Results: The mean pre-injury vertical stiffness in the PFPS group was significantly higher than in the uninjured group ($P \leq 0.05$). Logistic regression analysis showed that higher vertical stiffness was significantly associated with an increased risk of developing PFPS ($OR = 2.078$, 95% CI: 1.026-4.207, $P \leq 0.05$).

Conclusion: High vertical stiffness is a significant predictor of PFPS incidence. These findings suggest that assessing vertical stiffness may help identify individuals at risk and support the design of prevention strategies targeting biomechanical factors.

Keywords: Patellofemoral pain syndrome; Vertical stiffness; Running; Risk factors; Biomechanics

Citation: Hoseinzadeh E, Eslami M, Taghipour M, Fayyaz-Movaghar A. **The Role of Vertical Stiffness in Predicting the Incidence of Patellofemoral Pain Syndrome: A Prospective Cohort Study.** J Res Rehabil Sci 2025; 21.

Received date: 31.12.2024

Accept date: 04.02.2025

Published: 03.04.2025

1- Assistant Professor, Department of Sport Sciences, School of Behavioral Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran

2- Associate Professor, Department of Sports Biomechanics and Motor Behavior, School of Physical Education and Sport Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran

3- Professor, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Babol University of Medical Sciences, Babol, Iran

4- Assistant Professor, Department of Statistics, School of Mathematical Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran

Corresponding Author: Effat Hoseinzadeh; Assistant Professor, Department of Sport Sciences, School of Behavioral Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran; Email: hoseinzadeh.effat@birjand.ac.ir