DOI: 10.22122/jrrs.v13i5.3045 Published by Vesnu Publications

# بررسی نقش سفتی پا در پیش‌بینی وقوع سندرم استرس داخلی درشت نی در افراد فعال: یک پژوهش آینده‌نگر

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

مقاله پژوهشی


## چکیده

**مقدمه:** سندرم استرس داخلی درشت نی (Medial tibial stress syndrome یا MTSS) یا Shin splints، یکی از شایع‌ترین آسیب‌های ناشی از پرکاری در افراد فعال به شمار می‌رود که عوامل خطرزای آن ناشناخته مانده است. از طرف دیگر، سفتی پا یکی از متغیرهای مکانیکی تغییرپذیر می‌باشد که ممکن است با آسیب ناشی از پرکاری مرتبط باشد. هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی نقش سفتی پا در پیش‌بینی MTSS بود.

**مواد و روش‌ها:** ۸۰ نفر از دانشجویان رشته تربیت بدنی (۵۰ زن و ۳۰ مرد) به شیوه در دسترس انتخاب شدند و سفتی هر دو پای آن‌ها قبل از شروع جلسات تمرینی اندازه‌گیری گردید. در طی جلسات، افراد آسیب دیده توسط پزشک ارتوپد معاینه شدند و نوع آسیب آن‌ها ثبت گردید. در انتهای جلسات تمرینی، افراد در دو گروه آسیب دیده و سالم قرار گرفتند. از آزمون Independent t جهت مقایسه سفتی پای افراد آسیب دیده و سالم و از آزمون Logistic regression برای بررسی نقش سفتی پا در پیش‌بینی وقوع این سندرم استفاده شد.

**یافته‌ها:** تفاوت معنی‌داری بین میانگین سفتی پا در دو گروه آسیب دیده و سالم وجود داشت (P = ۰/۰۰۱). نتایج آنالیز Logistic regression نشان داد که مقدار سفتی پای قبل از آسیب در افراد آسیب دیده به میزان قابل توجهی از گروه سالم بیشتر بود. بنابراین، سفتی پا عامل خطرزایی در بروز این سندرم می‌باشد.

**نتیجه‌گیری:** میزان سفتی پا وقوع MTSS را پیش‌بینی می‌نماید؛ به گونه‌ای که بالا بودن میزان سفتی پا ممکن است احتمال وقوع آسیب‌های ناشی از استفاده بیش از حد را افزایش دهد. پژوهش حاضر می‌تواند اطلاعات مهمی در زمینه مدیریت بروز آسیب و درمان آن در اختیار مربیان و پزشکان تیم قرار دهد.


**کلید واژه‌ها:** سفتی پا، سندرم استرس داخلی درشت نی، آسیب ساق پا

**ارجاع:** حسین‌زاده عفت، اسلامی منصور، تقی‌پور محمد، فیاض موقر افشین. **بررسی نقش سفتی پا در پیش‌بینی وقوع سندرم استرس داخلی درشت نی در افراد فعال: یک پژوهش آینده‌نگر.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۶؛ ۱۳ (۵): ۲۹۵-۲۸۷

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۷/۵ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۸/۱۵

## مقدمه

سندرم استرس داخلی درشت نی (Medial tibial stress syndrome یا MTSS) که Shin splints نیز نامیده می‌شود، یکی از شایع‌ترین آسیب‌های ناشی از به کارگیری بیش از حد (Overuse) گزارش شده در ساق پا می‌باشد (۲، ۱). MTSS که به درد ساق پا در حین تمرین گفته می‌شود، حدود ۶۰ درصد از آسیب‌های ناشی از به کارگیری بیش از حد و ۷۰ درصد از آسیب ساق پا را به خود اختصاص می‌دهد (۴، ۳). عوامل خطرزا در ایجاد MTSS به دو گروه عوامل درونی و بیرونی تقسیم می‌شود. عوامل بیرونی مربوط به مدت زمان و شدت تمرین، سابقه فعالیت، کفش نامناسب و... و عوامل درونی شامل کاهش قوس کف پا، افزایش پرونیشن پا، افزایش پلانتار مچ پا، افزایش یا کاهش دامنه حرکتی مفصل ران و تغییرات بیومکانیکی گام دویدن می‌باشد (۳-۱). با توجه به اهمیت MTSS و با وجود تحقیقات زیادی که در این زمینه انجام شده است، همچنان بسیاری از این عوامل خطرزا ناشناخته مانده‌اند. عدم شناخت این عوامل خطرزا به دلایلی همچون تناقض نتایج پژوهش‌های قبلی، تفاوت در روش اندازه‌گیری شاخص‌های خطرزا و مقایسه آن‌ها با هم بوده که باعث شده است همچنان این سندرم از شیوع بالایی برخوردار باشد (۵، ۲). بنابراین، شناخت عوامل خطرزا علاوه بر اهمیت آن در درمان، به شناسایی افرادی که پتانسیل آسیب‌پذیری بالایی دارند نیز کمک می‌کند تا وقوع این آسیب به میزان قابل توجهی در افراد فعال کاهش یابد. بررسی شاخص‌های مرتبط با آسیب بافت سخت، نقش مهمی در شناسایی افراد در معرض MTSS دارد که یکی از این شاخص‌ها، سفتی (Stiffness) است (۶).

سفتی تحت عنوان «توانایی مقاومت بدن به تغییر شکل در مقابل نیرو یا

۱- دانشجوی دکتری، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران
۲- دانشیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران
۳- دانشیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی بابل، بابل، ایران
۴- دانشیار، گروه آمار، دانشکده علوم ریاضی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران
**نویسنده مسؤول:** منصور اسلامی
Email: mseslami@gmail.com

گشتاور اعمال شده به بدن تعریف می‌شود و در سطوح مختلفی از سیستم عضلانی- اسکلتی بدن همچون مفاصل بدن، سفتی اندام و سفتی کل بدن قابل محاسبه می‌باشد. سفتی اندام تحتانی یا سفتی پا (Leg stiffness) مقاومت به تغییر طول پا بعد از اعمال نیروهای داخلی یا خارجی است (۷) و متغیری مکانیکی می‌باشد که با عملکرد و آسیب رابطه دارد (۶). محققان گزارش کرده‌اند که سفتی پا در افراد مبتلا به شکستگی ناشی از MTSS به میزان قابل توجهی بیشتر از افراد سالم است (۸). در افراد دارای استئوارتریت زانو نیز سفتی پا به میزان قابل توجهی بیشتر از افراد سالم گزارش شده است (۹). از طرف دیگر، افراد با کف پای گود، سفتی پای بیشتری نسبت به افراد طبیعی و افراد با کف پای صاف دارند. بنابراین، شیوع آسیب‌های استخوانی در افراد با کف پای گود به بالا بودن میزان سفتی ارتباط دارد (۱۰). بر اساس شواهد و مدارک، محققان پیشنهاد کرده‌اند که سفتی زیاد ممکن است خطر ابتلا به آسیب‌های بافت سخت مانند استخوان را افزایش دهد (۱۰، ۶). نقص مهم موجود در تحقیقات مذکور این است که آن‌ها افراد آسیب دیده و دارای ناهنجاری ساختاری را مورد بررسی قرار دادند؛ در حالی که افزایش میزان سفتی در این افراد ممکن است به دلیل سازگاری بدن برای کاهش درد و یا مکانیزم جبرانی بدن این افراد به دلیل وجود ناهنجاری در پایین تنه باشد (۷، ۶). مطالعات مقطعی و گذشته‌نگر فقط به درک روابط بین سفتی و آسیب کمک می‌کند؛ در حالی که شناخت نقش سفتی پا در بروز آسیب‌های بافت سخت، مستلزم انجام پژوهش‌های آینده‌نگر است؛ چرا که این دسته از تحقیقات علت و اثر رابطه بین عوامل خطرزا و بروز آسیب را نشان می‌دهد (۶).

مطالعات آینده‌نگر انجام شده در زمینه سفتی پا و آسیب محدود می‌باشد و همه آن‌ها به بررسی نقش سفتی در آسیب بافت نرم پرداخته‌اند (۱۱). Lorimer با انجام پژوهشی گزارش کرد که سطح بالای سفتی پا می‌تواند وقوع آسیب تاندون آشیل را در ورزشکاران سه‌گانه حرفه‌ای پیش‌بینی نماید (۱۲). گروهی دیگر از تحقیقات آینده‌نگر به بررسی رابطه بین سفتی پا و استرین عضله همسترینگ در فوتبالیست‌های استرالیایی پرداختند و نتایج متناقضی را عنوان کردند. نتایج پژوهش Watsford و همکاران نشان داد که افراد آسیب دیده نسبت به افراد آسیب ندیده سفتی پای بیشتری دارند. بنابراین، بالا بودن سفتی پا یک عامل مهمی در وقوع آسیب همسترینگ گزارش شد (۱۳). در مطالعه دیگری، رابطه بین سفتی پا و آسیب همسترینگ رد شد و عدم تقارن سفتی پا بین دو اندام تحتانی در فوتبالیست‌های استرالیایی به عنوان عاملی برای ایجاد استرین همسترینگ معرفی گردید (۱۴) در تحقیقی که به‌تازگی در این زمینه صورت گرفت، وجود هرگونه رابطه بین سفتی و آسیب همسترینگ رد شد (۱۵). نتایج متناقض و محدودیت‌های پژوهش‌های پیشین همچون کنترل نکردن آسیب‌های قبلی بازیکنان، سن آزمودنی‌ها، نوع مهارتی که سفتی در آن اندازه‌گیری می‌شود، تعریف متفاوت از آسیب همسترینگ و تفاوت در سابقه فعالیت آزمودنی‌ها، باعث می‌شود که نقش سفتی پا به عنوان یک عامل مداخله‌گر در ایجاد آسیب اندام تحتانی ناشناخته بماند (۱۱). با توجه به موارد مذکور و در نظر گرفتن این که تاکنون مطالعه آینده‌نگری نقش سفتی پا را در بروز آسیب‌های بافت سخت بررسی نکرده است، پژوهش حاضر با هدف بررسی نقش سفتی پا در پیش‌بینی MTSS در مردان و زنان فعال انجام شد.

## مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع نیمه تجربی و آینده‌نگر بود و ۸۰ نفر (۵۰ زن و ۳۰ مرد) از دانشجویان رشته تربیت بدنی در آن شرکت داشتند. نمونه‌ها به صورت غیر تصادفی و به شیوه در دسترس انتخاب شدند. حجم نمونه بر اساس مطالعات مشابه در این زمینه برآورد گردید (۱۴، ۱۲). تحقیق در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه مازندران انجام شد. همه آزمودنی‌ها اطلاعات شخصی و رضایت خود را برای شرکت در این آزمون در فرمی که قبل از اجرای آزمون به آن‌ها ارایه شد، ثبت کردند. همچنین، پژوهش توسط هیأت بررسی دانشگاه مازندران بر اساس اصول اخلاق انسانی مورد تأیید قرار گرفت (کد اخلاق: IR.UMZ.REC.1397.009). معیارهای ورود به مطالعه شامل دانشجویان رشته تربیت بدنی، محدوده سنی بین ۱۹ تا ۲۵ سال و شاخص توده بدنی بین ۲۰ تا ۳۰ کیلوگرم بر مترمربع بود (۱۲). وجود هرگونه مشکلات وضعیتی و اسکلتی- عضلانی در افراد مانند پیچ‌خوردگی مزمن مچ پا (۱۶)، شکستگی در اندام تحتانی، دررفتگی در مفاصل پایین تنه (۱۴-۱۲)، بیماری‌هایی مانند شکستگی استرسی (۱۱-۹)، استئوآرتریت (۱۲، ۸)، شین اسپلینت، دردهای ساق و پا (۱۲، ۹) طی شش ماه قبل از آزمون و بدشکلی‌های پایین تنه همچون صافی و گودی کف پا (۱۰) به عنوان دسته اول معیارهای خروج در نظر گرفته شد. بدین منظور، قبل از شروع آزمون همه افراد توسط ارتوپد متخصص مورد ارزیابی قرار گرفتند تا سلامت جسمانی آن‌ها در زمان آزمون‌گیری و نداشتن سابقه هرگونه آسیب در پایین تنه این افراد مورد تأیید قرار گیرد. تشخیص صافی و گودی کف پا از طریق اندازه‌گیری شاخص افتادگی ناوی انجام شد و افرادی که شاخص افتادگی آن‌ها در دامنه طبیعی بود، انتخاب شدند. میزان افتادگی ناوی با استفاده از روش Brody ارزیابی گردید (۱۷). کلیه آزمودنی‌ها دارای شاخص افتادگی ناوی طبیعی بودند. در این روش، ارتفاع برجستگی ناوی از زمین در دو حالت ایستاده و نشسته اندازه‌گیری شد و میزان ۹ تا ۵ میلی‌متر به عنوان محدوده شاخص قوس کف پایی طبیعی در نظر گرفته شد.

دسته دوم از معیارهای خروج از آزمون مربوط به سابقه فعالیت افراد بود؛ چرا که طبق پژوهش‌های پیشین، سابقه فعالیت افراد بر میزان سفتی تأثیرگذار است (۷). بنابراین، افرادی انتخاب شدند که سابقه فعالیت آن‌ها در یک سطح بود؛ به گونه‌ای که هیچ یک از آن‌ها در هر نوع تمرین یا برنامه تمرینی منظمی طی یک سال قبل از آزمون شرکت نداشتند (۱۸). آزمودنی‌های انتخاب شده با توجه به معیارهای ورود و خروج وارد روند آزمون‌گیری و جلسات تمرینی شدند. میزان فعالیت بدنی آزمودنی‌ها در طول مدت آزمون‌گیری طبق برنامه درسی دانشگاه بود که در جدول ۱ ارایه شده است. در مدت زمان آزمون‌گیری، فعالیت خارج از برنامه کلاسی آزمودنی‌ها ثبت گردید و هیچ یک از آن‌ها در برنامه منظم تمرینی خارج از برنامه کلاسی دانشگاه در طول روند آزمون شرکت نداشتند. همه آزمودنی‌ها از تجهیزات ورزشی مشابهی استفاده کردند. به عنوان مثال، کفش مورد استفاده توسط این آزمودنی‌ها از نوع معمولی بود و کفش زمان تمرین و زمان آزمون‌گیری یکسان بود (۱۹). پس از اتمام هر جلسه تمرین، آزمودنی‌ها کنترل شدند و در صورت وجود هرگونه درد و ورم در اندام تحتانی، آزمودنی به مرکز درمانی منتقل شد و در آن‌جا توسط ارتوپد متخصص معاینه و همه علایم فرد، تاریخچه و نحوه بروز درد، ثبت گردید و نوع آسیب با استفاده از تست‌های بالینی تشخیص داده شد.



http://jrrs.mui.ac.ir

**جدول ۱. برنامه هفتگی فعالیت بدنی آزمودنی‌ها 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 | ۳۲جلسه |

همه اطلاعات مربوط به علایم و نوع آسیب در پرونده آزمودنی به صورت کتبی آورده شد. افرادی که هرگونه آسیبی غیر از MTSS داشتند، از روند آزمون حذف شدند. بنابراین، در انتهای ترم آزمودنی‌ها به دو گروه آسیب دیده و آسیب ندیده تقسیم شدند.

ابتدا نمونه‌ها زمانی که سالم بودند و قبل از شروع برنامه‌های تمرینی در ترم تحصیلی جدید، از نظر اندازه‌گیری سفتی در آزمایشگاه بیومکانیک مورد ارزیابی قرار گرفتند. جمع‌آوری داده‌های سینتیکی و سینماتیک مورد نیاز به صورت سه بعدی بود که با استفاده از برنامه آنالیز حرکت (Simi Reality Motion، آلمان) ثبت و استخراج شد. بدین منظور، از ۶ دوربین (JVC-9X0، یوکوهاما، ژاپن)، یک تخته نیروسنج (Kistler Winterthur، سوئیس)، ۱۴ نشانگر منعکس‌کننده نور (Qualisys، گوتنبرگ، سوئد) و ۲ نشانگر خوشه‌ای (Qualisys، گوتنبرگ، سوئد) استفاده گردید که هر کدام از نشانگرهای خوشه‌ای محتوی ۴ نشانگر منعکس‌کننده نور می‌باشند. روند اجرای پژوهش بدین صورت بود که شش دوربین در دو طرف تخته نیروسنج به گونه‌ای قرار گرفت که دوربین‌ها اشراف کامل بر همه نشانگرهای متصل بر روی نشانگرهای پای چپ و راست داشته باشند. سفتی پا طی مهارت دویدن با میانگین سرعت ۰/۲ ± ۴/۰ اندازه‌گیری شد (۲۰). از آن‌جایی که مشخص نبود کدام پا مورد آسیب دیدگی قرار می‌گیرد، برای همه آزمودنی‌ها سفتی پا در هر دو پای چپ و راست در یک روز یکسان مورد ارزیابی قرار گرفت. برای کنترل میانگین سرعت دویدن از کرنومتر دستی (Q&Q، ژاپن) استفاده شد. بدین منظور، فاصله مشخصی (۴ متر) بین نقطه شروع حرکت تا مرکز صفحه نیروسنج در نظر گرفته شد. آزمودنی‌ها باید این فاصله معین را در زمان تعیین شده طی می‌کردند. دو نفر به طور هم‌زمان با استفاده از کرنومتر دستی زمان حرکت را ثبت می‌کردند و در صورت تأیید هر دو نفر، تلاش آزمودنی ثبت می‌شد. با تقسیم مسافت نقطه شروع تا صفحه نیرو (۴ متر) بر زمان جابه‌جایی، سرعت آزمودنی مشخص و کنترل گردید (۲۱). جهت ثبت داده‌های سینماتیکی به صورت سه بعدی، ابتدا همه نشانگرها بر روی خار خاصره‌ای قدامی- فوقانی راست و چپ، خار خاصره‌ای خلفی چپ و راست، تروکانتر بزرگ ران راست و چپ، اپی‌کندیل خارجی و داخلی ران، قوزک خارجی و داخلی، برجستگی پاشنه، انتهای استخوان پنجم کف پایی، انتهای استخوان اول کف پایی، سر دیستال انگشت دوم و دو نشانگر خوشه‌ای بر روی ران و ساق قرار گرفت (شکل ۱). در ادامه، کوشش ایستا در حالی ثبت شد که فرد برای چند ثانیه در وضعیت آناتومیک قرار داشت. سپس نشانگرهایی که برای ثبت کوشش ایستا لازم بود، برداشته شد و در حالی که فقط نشانگرهای رهگیری روی خار خاصره‌ای قدامی- فوقانی راست و چپ، خار خاصره‌ای خلفی چپ و راست، تروکانتر بزرگ ران راست و چپ، برجستگی پاشنه، انتهای استخوان پنجم کف پایی، انتهای استخوان اول کف پایی، سر دیستال انگشت دوم و دو نشانگر خوشه‌ای بر روی ران و ساق متصل بودند (۲۱)، کوشش‌های دویدن برای پای چپ و راست ثبت گردید.

لازم به ذکر است که این روند اجرای تست برای پای چپ و راست به صورت جداگانه انجام شد. از هر آزمودنی در هر شرایط سه تلاش صحیح ثبت و از میانگین تلاش‌ها در تجزیه و تحلیل آماری استفاده شد. به آزمودنی‌ها در ابتدای اجرای هر آزمون و بین دو شرایط، فرصت کافی برای گرم کردن، تنظیم سرعت و تنظیم گام داده شد. آزمودنی‌ها برای گرم کردن فقط از دویدن آرام استفاده کردند و هیچ‌گونه حرکت کششی انجام ندادند؛ چرا که انجام حرکات کششی ممکن است بر میزان سفتی اثرگذار باشد. بین هر شرایط آزمون به افراد ۱۰ دقیقه استراحت داده شد. در انتهای آزمون، اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌ها اندازه‌گیری و ثبت گردید. قد آزمودنی‌ها به وسیله قدسنج دیجیتال (Vogel & Halke، آلمان) و وزن آن‌ها با استفاده از تخته نیروسنج اندازه‌گیری شد.

**شکل ۱. موقعیت نشانگرها در وضعیت ایستا (آناتومیک)**

قبل از محاسبه متغیرها، ابتدا داده‌های سینماتیکی و سینتیکی خام با استفاده از فیلتر Butterworth سطح چهار و با فرکانس برشی ۱۰ هرتز و ۵۰ هرتز به ترتیب هموار شدند. برای محاسبه سفتی پا نیز از روش Kalman استفاده گردید که به عنوان روش مرجع معرفی شده است و اعتبار بالایی دارد [intraclass correlation coefficient (ICC) = ۰/۹۰۱، r = ۰/۶۹] (۲۰). طبق این روش، سفتی پا برابر با نسبت حداکثر نیروی اعمال شده در راستای پا max Fleg (کیلونیوتون) به تغییر طول پا $\Delta l_{true}$ (متر) در قسمت میانی فاز تماس با زمین است (رابطه ۱). طول پا به فاصله بین برجستگی تروکانتر بزرگ و نقطه اعمال نیروی عکس‌العمل زمین (cop) اطلاق می‌شود (۲۰).



http://jrrs.mui.ac.ir

رابطه ۱ $$k_{leg} = \frac{\max F_{leg}}{\Delta l_{true}}$$

برای محاسبه نیرو در راستای پا (رابطه ۲)، ابتدا باید برایند مؤلفه افقی و عمودی نیروی عکس‌العمل زمین $F_R$ (نیوتون) و زاویه بین خط اعمال نیروی پا با سطح افق $\theta_{LEG}$ (rad) محاسبه شود. برایند نیروها با استفاده از قضیه فیثاغورث و طبق رابطه ۳ به دست می‌آید (۲۰).

رابطه ۲ $$F_{leg} = \cos(\theta_{LEG})F_R$$

رابطه ۳ $$F_R = \sqrt{{F_V}^2 + {F_H}^2}$$

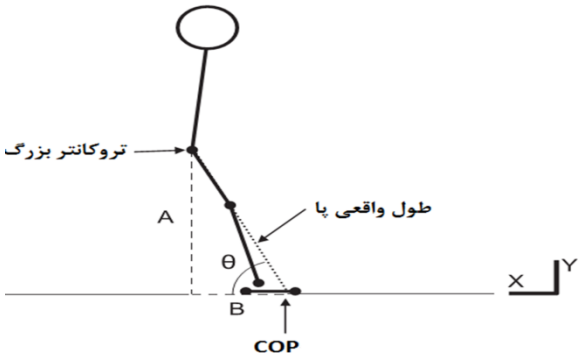
برای به دست آوردن زاویه خط اعمال نیرو با افق (رابطه ۴)، باید زاویه بین طول پا (فاصله بین تروکانتر بزرگ و مرکز فشار زیر پا) و خط افق $\theta_{true}$ (درجه) و زاویه بین برایند نیرو با خط عمود $\theta_R$ (درجه) بر اساس مثلثات و طبق روابط ۵ و ۶ محاسبه شود. دو مؤلفه A و B مورد نیاز برای محاسبه $\theta_{true}$ در شکل ۲ نشان داده شده است و بر حسب متر محاسبه می‌شود (۲۰).

در نهایت، داده‌ها در نرم‌افزار MATLAB (version 2016, MathWorks, Massachusetts, USA) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

رابطه ۴ $$\theta_{LEG} = (90 - \theta_{true}) - \theta_R$$

رابطه ۵ $$\theta_{true} = \tan^{-1}(\frac{A}{B})$$

رابطه ۶ $$\theta_R = \cos^{-1}(\frac{F_V}{F_R})$$




**شکل ۲. نمایش دونده و پای مورد نظر بر روی تخته نیروسنج برای محاسبه سفتی پا**

A: فاصله تروکانتر بزرگ تا زمین در راستای محور z و B: فاصله بین تروکانتر و مرکز فشار در راستای محور x، cop: نقطه اعمال نیروی عکس‌العمل زمین به پا، θ: زاویه بین طول واقعی پا با محور افق

متغیرهای مرتبط با سفتی پا مانند زمان تماس با زمین، سرعت بارگیری و زاویه مفصل زانو برای تفسیر بهتر نتایج پژوهش محاسبه شد. منظور از زمان تماس با زمین، به فاصله زمانی بین تماس پاشنه یک پا با تخته نیروسنج و جدا شدن همان پا از تخته نیروسنج اطلاق می‌گردد (۲۲). سرعت اعمال بار از شیب قسمت ابتدایی نمودار مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین و زمان است که در مطالعه حاضر در فاصله زمانی بین ۲۰ تا ۸۰ درصد اولین قله مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین محاسبه گردید (۲۳). زاویه مفصل زانو به صورت سه بعدی و ماتریس چرخشی مفاصل بر طبق توالی کاردان محاسبه شد (۱۲). برای بررسی نرمال بودن داده‌ها، آزمون Kolmogorov-Smirnov مورد استفاده قرار گرفت و نتایج آن نشان داد که توزیع کلیه متغیرهای مورد بررسی طبیعی است (سفتی پا: r = ۰/۲۶۵، زمان تماس با زمین: r = ۰/۱۹۵، تغییر طول پا: r = ۰/۵۴۸، حداکثر مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین: r = ۰/۶۵۳، سرعت بارگیری: r = ۰/۹۲۲، جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل زانو: r = ۰/۸۰۹، نیرو در راستای پا: r = ۰/۷۰۳). علاوه بر این، همگنی واریانس‌ها در آزمون Levene محرز گردید. با توجه به برقرار شدن فرض‌های لازم، از آزمون پارامتریک برای تحلیل استفاده شد. جهت مقایسه متغیرهای مورد نظر بین پای راست و چپ افراد آسیب ندیده، آزمون Paired t استفاده گردید. از آزمون Independent t برای مقایسه بین افراد آسیب دیده و آسیب ندیده استفاده شد. در نهایت، برای بررسی نقش سفتی پا در پیش‌بینی آسیب از Logistic regression دو حالته استفاده شد. در نهایت، داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ (version 20, IBM Corporation, Armonk, NY) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. $P < ۰/۰۵$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

## یافته‌ها

اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول ۲ ارایه شده است. نتایج مقایسه اطلاعات دموگرافیک بین دو گروه آسیب دیده و سالم نشان داد که اختلاف معنی‌داری بین میانگین سن، قد و وزن سه گروه وجود نداشت (سن: P = ۰/۱۶۰، قد: P = ۰/۷۶۰، جرم: P = ۰/۳۹۰، شاخص توده بدنی: P = ۰/۴۱۰). بر اساس یافته‌های به دست آمده، در چهار ماه جلسات تمرینی از بین ۸۰ نفر آزمودنی که ابتدا سفتی آن‌ها اندازه گیری شد، ۳۴ نفر آسیب دیدند که از این تعداد، ۱۷ نفر به MTSS و بقیه به آسیب‌های دیگر مانند اسپرین مچ پا، آسیب مینیسک و سندرم درد کشککی رانی دچار شدند که از روند آزمون حذف گردیدند.

به دلیل این که مشخص نبود کدام پا آسیب می‌بینند، سفتی پای چپ و راست همه آزمودنی‌ها محاسبه شد. نتایج آزمون Paired t نشان داد که تفاوت معنی‌داری بین سفتی و متغیرهای وابسته به آن در پای چپ و راست افراد آسیب ندیده وجود نداشت (جدول ۳).

**جدول ۲. اطلاعات دموگرافیک افراد آسیب دیده و آسیب ندیده**

| گروه‌ها | متغیر | تعداد | سن (سال) (میانگین ± انحراف معیار) | قد (متر) (میانگین ± انحراف معیار) | جرم (کیلوگرم) (میانگین ±انحراف معیار) | شاخص توده بدن (کیلوگرم بر مترمربع) (میانگین ±انحراف معیار) |
|---|---|---|---|---|---|---|
| آسیب دیده (MTSS) | | ۱۷ | ۱۹/۵۳ ± ۰/۶۲ | ۱/۶۹ ± ۰/۰۷ | ۶۶/۲۳ ± ۹/۶۴ | ۲۲/۶۴ ± ۴/۶۰ |
| آسیب ندیده | | ۴۶ | ۱۹/۸۰ ± ۰/۸۱ | ۱/۶۹ ± ۰/۰۸ | ۶۴/۸۱ ± ۱۰/۳۳ | ۲۲/۰۰ ± ۴/۹۶ |

MTSS: Medial tibial stress syndrome



http://jrrs.mui.ac.ir

**جدول ۳. مقایسه میانگین سفتی پا و متغیرهای وابسته به آن بین پای چپ و راست افراد آسیب ندیده**

| گروه‌ها | متغیر | سفتی پا (متر بر کیلونیوتن) (میانگین ± انحراف معیار) | زمان تماس (ثانیه) (میانگین ± انحراف معیار) | حداکثر مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین (کیلوگرم بر نیوتن) (میانگین ± انحراف معیار) | حداکثر نیرو در راستای پا (کیلوگرم بر نیوتن) (میانگین ± انحراف معیار) | تغییر طول پا (متر) (میانگین ± انحراف معیار) |
|---|---|---|---|---|---|---|
| آسیب ندیده (پای چپ) | | ۲۰/۴۷ ± ۴/۸۱ | ۰/۲۵ ± ۰/۰۳ | ۲/۲۴ ± ۰/۲۴ | ۱/۴۶ ± ۰/۲۵ | ۰/۰۷ ± ۰/۰۲ |
| آسیب ندیده (پای راست) | | ۲۰/۶۴ ± ۵/۳۷ | ۰/۲۶ ± ۰/۰۳ | ۲/۲۶ ± ۰/۲۵ | ۱/۴۹ ± ۰/۲۱ | ۰/۰۸ ± ۰/۰۳ |

بنابراین، برای مقایسه افراد دو گروه و دیگر آزمون‌های آماری ذکر شده، از میانگین سفتی پای راست و چپ افراد آسیب ندیده و پای آسیب دیده در افراد مبتلا به MTSS استفاده شد. لازم به ذکر است که از بین ۱۷ نفر آسیب دیده، پای راست ۹ نفر و پای چپ ۸ نفر آسیب دیده بود.

جدول ۴ میانگین سفتی پا و هر یک از متغیرهای مهم در سفتی پا را در افراد آسیب دیده و آسیب ندیده نشان داد. نتایج آزمون Independent t حاکی از آن بود که میانگین سفتی پا در افراد آسیب دیده به طور معنی‌داری بیشتر از افراد آسیب ندیده می‌باشد (P = ۰/۰۰۱، t = −۷/۸۸). اختلاف معنی‌داری بین میانگین حداکثر نیرو در راستای پا (P = ۰/۰۰۹، t = −۲/۶۸) و تغییر طول پا (P = ۰/۰۰۱، t = ۳/۶۴) مشاهده گردید. علاوه بر این، بین دو گروه در دیگر متغیرهای دیگر ذکر شده در جدول ۴ همچون زمان تماس با زمین (P = ۰/۰۰۱، t = ۵/۷۹)، حداکثر مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین (P = ۰/۰۱۳، t = −۲/۵۵)، جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل زانو (P = ۰/۰۱۰، t = ۴/۶۹) که به صورت غیر مستقیم با سفتی پا مرتبط می‌باشند نیز تفاوت قابل توجهی مشاهده شد. متغیرهایی مانند سرعت بارگیری، برای توجیه بهتر نتایج پژوهش مورد بررسی قرار گرفت که افراد آسیب دیده سرعت بارگیری بیشتری نسبت به افراد آسیب ندیده داشتند (P = ۰/۰۰۱، t = −۳/۵۴).

نتایج Logistic regression دو حالته نشان داد که میزان سفتی پا می‌تواند وقوع آسیب MTSS را پیش‌بینی نماید [P = ۰/۰۰۱، Degree of freedom (df) = ۱، $\chi^2$ = ۳۷/۳۸]. سفتی پا توانست بین ۴۴ تا ۶۵ درصد از تغییرات ابتلا به آسیب MTSS را پیش‌بینی کند (Cox & Snell $R^2$ = ۰/۴۴، Nagelkerke $R^2$ = ۰/۶۵). این مدل توانست ۹۳/۵ درصد از افراد آسیب ندیده و ۵۸/۸ درصد از افراد آسیب دیده و به طور کلی ۸۲/۵ درصد افرد را به درستی شناسایی نماید. بر اساس یافته‌ها، به ازای افزایش یک واحد سفتی پا، احتمال ابتلا به آسیب MTSS، ۱/۶۲ برابر افزایش یافت (Beta = ۰/۴۸۷، P = ۰/۰۰۱).

## بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی امکان پیش‌بینی MTSS با استفاده از میزان سفتی پا به منظور بررسی رابطه بین متغیرهای مکانیکی مانند سفتی پا و شیوع آسیب در افراد فعال بود. این مطالعه اولین تحقیق آینده‌نگری بود که به بررسی نقش سفتی پا در بروز آسیب‌های بافت سخت ناشی از به کارگیری بیش از حد پرداخت. میانگین سفتی محاسبه شده در مطالعه حاضر، مشابه تحقیقات پیشین بود (۲۰). نتایج نشان داد که سفتی پای قبل از آسیب افراد مبتلا به MTSS، ۳۲ درصد بیشتر از سفتی پای افراد آسیب ندیده بود که اختلاف قابل توجهی است. از طرف دیگر، نتایج Logistic regression نشان داد که سفتی پا می‌تواند بروز آسیب MTSS را پیش‌بینی نماید؛ به گونه‌ای که به ازای افزایش یک واحد سفتی پا، ۱/۶ برابر احتمال ابتلا به آسیب MTSS افزایش می‌یابد. بنابراین، بالا بودن سفتی پا ممکن است یکی از عوامل خطرزا در ایجاد آسیب MTSS باشد. طبق نتایج تحقیق حاضر، می‌توان گفت که میزان بالای سفتی پا، احتمال آسیب اندام تحتانی را افزایش می‌دهد که هم‌راستا با نتایج پژوهش‌های قبلی است. Lorimer گزارش کرد که ارتباط معنی‌داری بین سطح بالای سفتی پا و آسیب تاندون آشیل وجود دارد (۱۲). Watsford و همکاران بیان کردند که بالا بودن سفتی پا، عامل مهمی در وقوع آسیب استرین عضله همسترینگ است (۱۳). بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که بالا بودن سفتی پا علاوه بر این که احتمال وقوع آسیب بافت نرم را افزایش می‌دهد، جزء فاکتورهای خطرزا در بروز آسیب بافت سخت مانند استخوان نیز می‌باشد. در مقابل، نتایج تحقیقاتی نشان داده است که هیچ رابطه‌ای بین سفتی پا و آسیب وجود ندارد. Pruyn و همکاران (۱۴) و Serpell و همکاران (۱۵) گزارش کرده‌اند که هیچ رابطه‌ای بین سفتی پا و آسیب اندام تحتانی همچون استرین عضلات وجود ندارد. عدم همخوانی نتایج پژوهش حاضر با مطالعات مذکور ممکن است به دلیل تفاوت در مهارت مورد استفاده برای محاسبه سفتی روش محاسبه آن باشد.

**جدول ۴. مقایسه سفتی و متغیرهای مربوط به آن بین دو گروه آسیب دیده و آسیب ندیده**

| گروه‌ها | متغیر | سفتی پا (متر بر کیلونیوتن) (میانگین ± انحراف معیار) | زمان تماس (ثانیه) (میانگین ± انحراف معیار) | حداکثر مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین (کیلوگرم بر نیوتن) (میانگین ± انحراف معیار) | نیرو در راستای پا (کیلوگرم بر نیوتن) (میانگین ± انحراف معیار) | تغییر طول پا (متر) (میانگین ± انحراف معیار) | جابه‌جایی زاویه‌ای زانو (درجه) (میانگین ± انحراف معیار) | سرعت بارگیری (ثانیه بر نیوتن) (میانگین ± انحراف معیار) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| آسیب دیده (MTSS) | | ۲۸/۹۶ ± ۵/۶۷ | ۰/۲۲ ± ۰/۱۷ | ۲/۱۹۹ ± ۰/۹۲ | ۱/۴۷ ± ۰/۱۹ | ۰/۰۶ ± ۰/۰۱ | ۸۴/۲۰ ± ۱/۳۴ | ۹۸/۰۹ ± ۱۳/۳۱ |
| آسیب ندیده | | *۱۹/۷۱ ± ۳/۴۱ | *۰/۲۶ ± ۰/۰۲ | *۲/۱۰ ± ۰/۱۴ | *۱/۶۲ ± ۰/۱۵ | *۰/۰۸ ± ۰/۰۱ | *۲۲/۹۸ ± ۱/۶۹ | *۶۸/۸۳ ± ۱۴/۶۵ |

*معنی‌داری در سطح ۰/۰۵

MTSS: Medial tibial stress syndrome



http://jrrs.mui.ac.ir

سفتی، متغیری مکانیکی است که طی مهارت‌های مختلف و با روش‌های متفاوت اندازه‌گیری می‌شود (۶). پژوهش‌های Pruyn و همکاران (۱۴) و Serpell و همکاران (۱۵) سفتی پا را طی مهارت پرش و فرود متوالی (Hopping) و پرش عمودی اندازه‌گیری کرد و سفتی پا و سفتی عمودی را با هم برابر فرض کرد؛ در حالی که طبق مطالعات اخیر این دو در همه مهارت‌ها با هم متفاوت هستند (۲۴). در واقع، آن‌ها به جای سفتی پا، سفتی عمودی را اندازه‌گیری کردند و ارتباط آن را با وقوع آسیب سنجیدند.

یکی از دلایل بالا بودن سفتی پای قبل از آسیب در افراد آسیب دیده، بیشتر بودن حداکثر مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین و حداکثر نیرو در راستای پا نسبت به افراد آسیب ندیده بود. طبق رابطه ۱، سفتی پا رابطه مستقیمی با نیرو در راستای پا دارد که در روش Kalman مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین از متغیرهای ضروری در محاسبه نیرو در راستای پا است (۲۰). در همین راستا، Waxman و همکاران افراد را از نظر سفتی به سه گروه تقسیم‌بندی و گزارش کردند افرادی که سفتی بالایی دارند، حداکثر مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در آن‌ها به میزان قابل توجهی بیشتر از افراد با سفتی پایین و متوسط است (۲۵). یکی از علل آسیب MTSS، افزایش بار اعمال شده به بدن بود که منجر به اعمال بار اضافه به استخوان درشت نی می‌شود. بار اعمال شده به بدن رابطه مستقیمی با میزان نیروی عکس‌العمل زمین دارد (۲۶، ۱۹). بنابراین، می‌توان گفت افرادی که سفتی بالایی دارند، نیروی بیشتری را به زمین اعمال می‌کنند. در نتیجه، میزان بار اعمال شده به اندام‌های پایین تنه به خصوص درشت نی افزایش می‌یابد و احتمال ابتلا به این سندرم بیشتر می‌شود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که تفاوت معنی‌داری بین متغیرهای بیومکانیکی گام دویدن در افراد آسیب ندیده و گروه مبتلا به MTSS در زمان قبل از وقوع آسیب وجود دارد. افراد آسیب دیده که سفتی پای قبل از آسیب بالایی داشتند، زمان تماس آن‌ها با زمین نیز در زمان قبل از وقوع آسیب به میزان قابل توجهی کمتر از افراد آسیب ندیده بود. بنابراین، می‌توان گفت که زمان تماس با زمین و سفتی پا رابطه معکوسی دارد که مطابق با تحقیقات پیشین است. Waxman و همکاران بیان کردند که زمان تماس در افرادی که سفتی بالایی دارند، حدود دو برابر افراد با سفتی پایین است (۲۵). همچنین، Morin و همکاران گزارش نمودند که نسبت زمان تماس به سفتی پا در دویدن ۲/۵: ۱ است؛ به گونه‌ای که با افزایش ۱ ثانیه زمان تماس، سفتی پا حدود ۲/۵ برابر کاهش می‌یابد (۲۲). به طور کلی، کاهش زمان تماس با زمین باعث می‌شود که نیرو در مدت زمان کمتری به بدن اعمال گردد. بنابراین، این افراد فرصت کافی برای جذب شوک اعمال شده به بدن را ندارند و قسمت اعظم نیروی عکس‌العمل زمین به اندام پایین تنه منتقل می‌شود که می‌تواند منجر به آسیب‌های استخوانی در اندام تحتانی شود (۲۶، ۶).

علاوه بر کاهش زمان تماس، افراد مبتلا به MTSS، نیروی عکس‌العمل عمودی و نیرو در راستای پای قبل از آسیب آن‌ها نسبت به آسیب ندیده بیشتر بود. بنابراین، علاوه بر اعمال بار بیشتر به اندام تحتانی، سرعت اعمال بار در این افراد به میزان قابل توجهی افزایش می‌یابد. طبق بررسی‌های انجام شده در مطالعه حاضر، سرعت اعمال بار قبل از آسیب در افراد مبتلا به MTSS، ۱۴/۷۰ درصد بیشتر از افراد آسیب ندیده است. نتایج تحقیقات گذشته بیان کرده‌اند که بالا بودن سرعت اعمال بار، یکی از متغیرهای دخیل در ایجاد MTSS است؛ چرا که رابطه مستقیمی با بار اعمال شده به استخوان درشت نی دارد. در واقع، هرچه میزان بار اعمال شده و سرعت اعمال بار بیشتر باشد، بار جذب شده توسط استخوان درشت نی افزایش می‌یابد. بنابراین، فرد مستعد ابتلا به MTSS و در مراحل پیشرفته‌تر به شکستگی ناشی از اعمال فشار می‌شود (۲۶، ۱۹). می‌توان گفت افرادی که سفتی بالایی دارند، میزان و سرعت بار اعمال شده در آن‌ها بیشتر است. در نتیجه، در معرض آسیب‌های ناشی از استفاده بیش از حد مانند MTSS قرار دارند. در این راستا، Williams و همکاران به این نتیجه رسیدند که افراد دارای کف پای گود، سفتی پا بیشتری دارند که باعث افزایش سرعت بارگیری و شیوع آسیب‌های استخوانی در این افراد می‌شود (۱۰). علاوه بر این، بیشتر شدن سرعت اعمال بار منجر به افزایش سرعت استرین عضلات و در نتیجه، افزایش استرین اعمال شده بر قسمت خلفی میانی درشت نی می‌شود و باعث ایجاد MTSS می‌شود؛ چرا که یکی دیگر از مکانیزم‌های ایجاد این سندرم، کشش بیش از حدی است که عضلات متصل به درشت نی در زمان انقباض به این استخوان وارد می‌کند و باعث التهاب ضریع استخوانی و ایجاد درد می‌گردد (۲۶، ۱۹). همان‌گونه که ذکر شد، سرعت اعمال بار در اوایل فاز تماس با زمین و در فاز برون‌گرا محاسبه می‌شود. در این فاز تحت بار اعمال شده، عضلات طویل می‌شود و به جذب نیروهای برخوردی کمک می‌کند (۲۳)، بنابراین، بالا بودن سفتی پا باعث افزایش میزان و سرعت استرین عضلات ساق پا می‌شود و در نتیجه، احتمال وقوع آسیب MTSS افزایش می‌یابد. یکی دیگر از متغیرهای بیومکانیکی که بین افراد آسیب ندیده و آسیب دیده در زمان قبل از وقوع آسیب متفاوت بود و با سفتی پا مرتبط می‌باشد، دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی به خصوص طی فاز تماس با زمین است (۲۷، ۱۰).

مطالعات نشان داده است که دامنه حرکتی مفصل زانوی افراد مبتلا به سندرم مورد نظر، قبل از آسیب دیدگی به میزان قابل توجهی کمتر از افراد آسیب ندیده است. افزایش جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل زانو در فاز تماس با زمین منجر به افزایش تغییر طول پا و در نتیجه، کاهش سفتی پا می‌شود (۲۷، ۱۰). هم‌راستا با نتایج پژوهش حاضر، تحقیقات گذشته بیان کرده‌اند که با افزایش یک درجه فلکشن زانو از ابتدای تماس پا تا بخش میانی فاز تماس با زمین، سفتی پا حدود ۳۰ درصد کاهش می‌یابد (۱۸). کاهش دامنه حرکتی مفصل زانو، شاخص دیگری است که باعث افزایش بار اعمال شده به بدن می‌شود (۱۰). بر اساس یافته‌های به دست آمده از مطالعات گذشته، افزایش ۲/۷ درجه فلکشن زانو در فاز تماس با زمین در دویدن نیروهای برخوردی، به میزان ۶۸ نیوتن کاهش می‌یابد. بنابراین، کاهش فلکشن زانو در این مرحله، جذب نیروهای برخوردی را کاهش می‌دهد (۲۳). بدین ترتیب، می‌توان نتیجه گرفت در افرادی که سفتی بالایی دارند، به دلیل کاهش فلکشن زانو در فاز تماس با زمین، ضربه عمودی اعمال شده به بدن و بار اعمال شده به استخوان‌های اندام تحتانی به خصوص درشت نی افزایش می‌یابد که با ادامه این روند، فرد به MTSS دچار می‌شود.

## محدودیت‌ها

یکی از محدودیت‌های مطالعه حاضر این بود که سفتی پا فقط در یک گام دویدن محاسبه گردید. اگر ابزار و امکانات لازم برای محاسبه سفتی در چند گام دویدن فراهم بود، نتایج به دست آمده از قدرت تبیین بیشتری برخوردار بود. محدودیت بعدی پژوهش حاضر، کفش مورد استفاده توسط آزمودنی‌ها بود. در این تحقیق سعی شد که کفش زمان آزمون با کفشی که حین تمرین استفاده



http://jrrs.mui.ac.ir

می‌شود، یکسان باشد که در صورت استفاده همه آزمودنی‌ها از یک کفش یکسان در زمان تمرین و تست، نتایج دقیق‌تری حاصل شد.

## پیشنهادها

پژوهش حاضر سفتی را فقط در یک گام دویدن محاسبه نمود که محاسبه سفتی پا در چندین گام دویدن و بررسی رابطه آن با وقوع آسیب می‌تواند نتایج دقیق‌تری را ارایه دهد. از طرف دیگر، انجام تحقیقات بیشتر در زمینه طراحی برنامه‌های تمرینی برای دستکاری و تغییر میزان سفتی پا، اهمیت بسزایی دارد.

## نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد، افراد فعالی که سفتی پای بیشتری دارند، مستعد آسیب‌های بافت سخت ناشی از به کارگیری بیش از حد هستند. پس می‌توان گفت که سفتی پا می‌تواند متغیر مناسبی برای غربالگری افراد فعال و شناسایی افراد در معرض آسیب باشد. از طرف دیگر، سفتی پا یک متغیر مکانیکی تغییرپذیر است. بنابراین، شناخت عوامل خطرزای تغییر پذیر مانند سفتی پا می‌تواند کمک بسزایی در بهبود طراحی برنامه‌های تمرینی برای جلوگیری از آسیب نماید.

## تشکر و قدردانی

تحقیق حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع دکتری بیومکانیک ورزشی با شماره ۱۲۵۶۷۵۶ و کد اخلاق IR.UMZ.REC.1397.009، مصوب دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه مازندران می‌باشد. بدین وسیله نویسندگان از افرادی که در جمع‌آوری داده‌ها همکاری داشتند، تشکر و قدردانی به عمل می‌آورند. همچنین، از همه دانشجویان رشته تربیت بدنی دانشگاه مازندران که به عنوان آزمودنی در پژوهش حاضر شرکت نمودند، سپاسگزاری می‌گردد.

## نقش نویسندگان

عفت حسین‌زاده، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، جذب منابع مالی برای انجام مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌ها، جمع‌آوری داده‌ها، تنظیم دست‌نوشته، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، منصور اسلامی، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی مرتبط با متغیرهای اصلی پژوهش، محمد تقی‌پور، جمع‌آوری داده‌های مربوط به تشخیص آسیب در آزمودنی‌ها و ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر آسیب‌شناسی، افشین فیاض موقر، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر روش‌های آماری و تجزیه و تحلیل آماری دست‌نوشته را بر عهده داشتند.

## منابع مالی

مطالعه حاضر بر اساس تحلیل ثانویه بخشی از اطلاعات مستخرج از پایان‌نامه مقطع دکتری با شماره ۱۲۵۶۷۵۶ و کد اخلاق IR.UMZ.REC.1397.009 می‌باشد که با حمایت مالی دانشگاه مازندران تنظیم گردید. دانشگاه مازندران در جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و گزارش آن‌ها، تنظیم دست‌نوشته و تأیید نهایی مقاله برای انتشار، اعمال نظر نداشته است.

## تعارض منافع

هیچ یک از نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشد. دکتر منصور اسلامی بودجه انجام مطالعات پایه مرتبط با مقاله را از دانشگاه مازندران جذب نمود و از سال ۱۳۷۸ به عنوان دانشیار بیومکانیک ورزشی در این دانشگاه مشغول به فعالیت می‌باشد. عفت حسین‌زاده از سال ۱۳۹۲ دانشجوی مقطع دکتری بیومکانیک ورزشی در دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه مازندران می‌باشد. دکتر محمد تقی‌پور ارزیابی تخصصی دست‌نوشته را در زمینه آسیب‌شناسی آن بر عهده داشت و از سال ۱۳۸۶به عنوان دانشیار فیزیوتراپی در دانشگاه علوم پزشکی بابل مشغول به فعالیت می‌باشد. دکتر افشین فیاض موقر که ارزیابی تخصصی دست‌نوشته را در زمینه آماری بر عهده داشت، از سال ۱۳۸۰ به عنوان استادیار در دانشگاه مازندران مشغول به فعالیت است.

## References

1. Hamstra-Wright KL, Huxel Bliven KC, Bay C. Risk factors for medial tibial stress syndrome in physically active individuals such as runners and military personnel: A systematic review and meta-analysis. Br J Sports Med 2014; 49(6): 362-9.
2. Hubbard TJ, Carpenter EM, Cordova ML. Contributing factors to medial tibial stress syndrome: a prospective investigation. Med Sci Sports Exerc 2009; 41(3): 490-6.
3. Griebert MC, Needle AR, McConnell J, Kaminski TW. Lower-leg Kinesio tape reduces rate of loading in participants with medial tibial stress syndrome. Phys Ther Sport 2016; 18: 62-7.
4. Yagi S, Muneta T, Sekiya I. Incidence and risk factors for medial tibial stress syndrome and tibial stress fracture in high school runners. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2013; 21(3): 556-63.
5. Newman P, Witchalls J, Waddington G, Adams R. Risk factors associated with medial tibial stress syndrome in runners: a systematic review and meta-analysis. Open Access J Sports Med 2013; 4: 229-41.
6. Butler RJ, Crowell HP 3rd, Davis IM. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2003; 18(6): 511-7.
7. McMahon JJ, Comfort P, Pearson S. Lower limb stiffness: Effect on performance and training considerations. Strength Cond J 2012; 34(6): 94-101.
8. Milner CE, Hamill J, Davis I. Are knee mechanics during early stance related to tibial stress fracture in runners? Clin Biomech (Bristol, Avon) 2007; 22(6): 697-703.
9. Zeni JA, Jr., Higginson JS. Dynamic knee joint stiffness in subjects with a progressive increase in severity of knee osteoarthritis. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2009; 24(4): 366-71.

**10.** Williams DS 3rd, 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.
**11.** Thomson A. The relationship between musculoskeletal stiffness and lower limb injury in athletes: A systematic review. Br J Sports Med 2014; 48(7): 665.
**12.** Lorimer AV. Evaluating stiffness of the lower limb 'springs' as a multifactorial measure of achilles tendon injury risk in triathletes [PhD Thesis]. Auckland, New Zealand: Auckland University of Technology; 2014.
**13.** 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. Am J Sports Med 2010; 38(10): 2058-64.
**14.** Pruyn EC, Watsford ML, Murphy AJ, Pine MJ, Spurrs RW, Cameron ML, et al. Relationship between leg stiffness and lower body injuries in professional Australian football. J Sports Sci 2012; 30(1): 71-8.
**15.** Serpell BG, Scarvell JM, Ball NB, Smith PN. Vertical stiffness and muscle strain in professional Australian football. J Sports Sci 2014; 32(20): 1924-30.
**16.** Lin CF, Chen CY, Lin CW. Dynamic ankle control in athletes with ankle instability during sports maneuvers. Am J Sports Med 2011; 39(9): 2007-15.
**17.** Habibi Tirtashi F, Eslami M. The immediate effect of shoe insoles on the frequency components of ground reaction force during running. J Res Rehabil Sci 2014; 10(3): 359-71. [In Persian].
**18.** Hobara H, Inoue K, Omuro K, Muraoka T, Kanosue K. Determinant of leg stiffness during hopping is frequency-dependent. Eur J Appl Physiol 2011; 111(9): 2195-201.
**19.** Willems TM, De Clercq D, Delbaere K, Vanderstraeten G, De Cock A, Witvrouw E. A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. Gait Posture 2006; 23(1): 91-8.
**20.** Coleman DR, Cannavan D, Horne S, Blazevich AJ. Leg stiffness in human running: Comparison of estimates derived from previously published models to direct kinematic-kinetic measures. J Biomech 2012; 45(11): 1987-91.
**21.** Tazike-Lemeski Z, Eslami M, Habibi-Tirtashi F. The effect of shoe insole stiffness on leg stiffness during stance phase of running in two different speeds among active Men. J Res Rehabil Sci 2016; 12(1): 34-41. [In Persian].
**22.** Morin JB, Samozino P, Zameziati K, Belli A. Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. J Biomech 2007; 40(15): 3341-8.
**23.** Thomas JM. Factors affecting lower extremity loading during running. Ames, IA: Iowa State University; 2008.
**24.** Beerse M, Wu J. Comparison of whole-body vertical stiffness and leg stiffness during single-leg hopping in place in children and adults. J Biomech 2017; 56: 71-5.
**25.** Waxman JP, Ford KR, Nguyen AD, Taylor JB. Female athletes with varying levels of vertical stiffness display kinematic and kinetic differences during single-leg hopping. J Appl Biomech 2018; 34(1): 65-75.
**26.** Newman P. Medial tibial stress syndrome [PhD Thesis]. Canberra, Australia: University of Canberra; 1996.
**27.** Serpell BG, Ball NB, Scarvell JM, Smith PN. A review of models of vertical, leg, and knee stiffness in adults for running, jumping or hopping tasks. J Sports Sci 2012; 30(13): 1347-63.

DOI: 10.22122/jrrs.v13i5.3045 Published by Vesnu Publications



# The Role of Leg Stiffness in Prediction of Medial Tibial Stress Syndrome in Active People: A Prospective Cohort Study

Effat Hoseinzadeh[1], Mansour Eslami[2], Mahammad Taghipur[3], Afshin Fayyaz–Movaghar[4]

Original Article

## Abstract

**Introduction:** Medial tibial stress syndrome or shin splints is one of the most common overuse injuries in active people, that its risk factors are unknown. On the other hand, leg stiffness is a modifiable mechanical property that may be related to overuse injury. So, the aim of this study was to investigate the role of the leg stiffness in the prediction of medial tibial stress syndrome in active people.

**Materials and Methods:** 80 students in physical education (50 girls and 30 boys) were selected in a convenience manner. Before the start of training sessions, the stiffness of both legs was measured. During the sessions, injured people were examined, and the type of injury registered by the orthopedic physician. At the end of the training sessions, the subjects were divided into two groups of injured and non-injured. The independent t-test was used to compare the leg stiffness between the two groups. Binary logistic regression was used to investigate the role of leg stiffness in the prediction of the occurrence of this syndrome.

**Results:** There was a significant difference in leg stiffness between the two groups (P = 0.001). Logistic regression analysis revealed that injured subjects had a significantly more leg stiffness before the injury compared to non-injured group. So, leg stiffness was a risk factor this syndrome.

**Conclusion:** This study showed that leg stiffness could predict medial tibial stress syndrome or shin splint. So, high leg stiffness may increase the risk of overuse injuries. This research provides important information to the coaches and team doctors about the management of injury and its treatment.

**Keywords:** Leg, Shin splint, Leg injuries

**Citation:** 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.** J Res Rehabil Sci 2017; 13(5): 287-95.

Received: 27.09.2017 Accepted: 06.11.2017

1- PhD Student, Department of Sports Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran
2- Associate Professor, Department of Sports Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran
3- Associate Professor, Department of Physical Therapy, School of Rehabilitation Sciences, University of Babol, Mazandaran, Iran
4- Associate Professor, Department of Statistics, School of Mathematical Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran
**Corresponding Author:** Mansour Eslami, Email: mseslami@gmail.com