

## Investigation of the Relationship between Lower Extremity Stiffness and Selected Biomechanical Variables Associated with the Risk of Injury in Healthy Physically Active Young Male Adults

Mohammadian M.A.<sup>1</sup>, Sadeghi H.<sup>2</sup>, Khaleghi Tazji M.<sup>3</sup>

### Abstract

**Purpose:** Stiffness is one of the characteristic of viscoelastic structures in human body that can theoretically affect the risk of injury. The objective of this study was to determine the relationship between the lower limb stiffness and selected biomechanical variables related to the risk of injury in healthy physically active young male adults.

**Methods:** Twenty male physical education students participated voluntarily in this study. They performed vertical hopping tests in three styles, bilateral, unilateral on dominant leg and unilateral on non-dominant leg, with three strategies, preferred and control (frequency 2.2 Hz) and the maximal to determine the stiffness of the lower limb and performed one-leg landing to determine the peak of vertical ground reaction force, rate of loading and mechanical absorbed energy. The variables were estimated by the force plate and the motion analysis system. The relationship between lower limb stiffness and selected biomechanical variables (peak of vertical ground reaction force, rate of loading and mechanical absorbed energy) in landing was determined by Pearson correlation test ( $p \leq 0.05$ ).

**Results:** Among the lower limb stiffness variables during hopping performance with different strategies (control strategy, preferential and maximal), lower limb stiffness during maximal unilateral hopping tests showed significant and positive relationship with peak of vertical ground reaction force ( $p = 0.01$ ) and rate of loading ( $p = 0.01$ ). Lower limb stiffness during control hopping tests showed a significant negative relationship with the mechanical absorbed energy ( $p=0.02$ ).

**Conclusion:** According to the findings, it can be argued that the high lower limb stiffness increases the risk of bony injuries such as knee osteoarthritis and stress fractures, while low lower limb stiffness increases the risk of soft tissue injuries. Therefore, it seems that very low or very high lower limb stiffness is not an advantage in order to reduce the risk of injury, and there is probably some optimal value for it.

**Keywords:** Lower limb stiffness, Biomechanical variables, Risk of injury

Received: 2019.01.24 Accepted: 2019.04.18

بررسی ارتباط سفتی اندام تحتانی با متغیرهای منتخب بیومکانیکی مرتبط با ریسک بروز آسیب در افراد جوان

فعال سالم

محمدامین محمدیان<sup>۱</sup>، حیدر صادقی<sup>۲</sup>، مهدی خالقی تازجی<sup>۳</sup>

**هدف:** از آنجایی که سفتی به عنوان یکی از خواص ساختارهای ویسکوالاستیک بدن، به لحاظ نظری می‌تواند بر ریسک بروز آسیب اثرگذار باشد، هدف از انجام این تحقیق، تعیین ارتباط سفتی اندام تحتانی با متغیرهای منتخب بیومکانیکی مرتبط با ریسک بروز آسیب در افراد جوان فعال سالم بود.

**روش بررسی:** ۲۰ دانشجوی پسر فعال و سالم رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی به طور داوطلبانه در این تحقیق نیمه آزمایشی شرکت کردند. آزمودنی‌ها Hopping عمودی به سه شیوه دوطرفه، یک‌طرفه روی پای برتر و یک طرفه روی پای غیر برتر و با سه استراتژی ترجیحی، کنترلی (فرکانس ۲/۲ هرتز) و بیشینه را برای تعیین متغیرهای سفتی اندام تحتانی و آزمون فرود تک‌پا از روی سکو را برای تعیین متغیرهای اوج مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری و انرژی جذب شده مکانیکی

اجرا کردند. متغیرهای بیومکانیکی ذکر شده توسط دستگاه فورس پلیت و سیستم آنالیز حرکت سنجیده و محاسبه شدند. ارتباط سفتی اندام تحتانی با متغیرهای اوج مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری و انرژی جذب شده مکانیکی در اجرای فرود از طریق آزمون همبستگی پیرسون با سطح معناداری ۰/۰۵ تعیین شد.

**یافته ها:** از بین متغیرهای سفتی اندام تحتانی حین اجرای Hopping با استراتژی های مختلف (استراتژی کنترلی، ترجیحی و بیشینه)، سفتی اندام تحتانی حین اجرای Hopping بیشینه یک طرفه با متغیر اوج مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین ( $p=0/01$ ) و نرخ بارگذاری ( $p=0/01$ ) رابطه معنادار و مثبت، و سفتی اندام تحتانی حین اجرای Hopping کنترلی با متغیر انرژی جذب شده مکانیکی رابطه معنادار و منفی ( $p=0/02$ ) نشان داد.

**نتیجه گیری:** با توجه به یافته های تحقیق، می توان بیان کرد سفتی بالای اندام تحتانی موجب افزایش ریسک بروز آسیب های استخوانی مانند Osteoarthritis مفصل زانو و Stress Fracture می شود، درحالی که سفتی پایین اندام تحتانی ریسک بروز آسیب های بافت نرم را افزایش می دهد. بنابراین به نظر می رسد سفتی بالا یا پایین اندام تحتانی به منظور کاهش ریسک بروز آسیب مزیت محسوب نمی شود و احتمالاً مقداری بهینه برای آن وجود دارد.

**کلمات کلیدی:** سفتی اندام تحتانی، متغیرهای بیومکانیکی، ریسک بروز آسیب

**نویسنده مسئول:** محمدامین محمدیان، [amin.electronic71@gmail.com](mailto:amin.electronic71@gmail.com) ، ORCID: 0000-0001-7150-364X

آدرس: تهران، میرداماد، مجموعه شهید کشوری، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران

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

۲- استاد گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۳- استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

## مقدمه

یکی از مهم ترین اهداف حوزه علوم حرکتی انسان، کاهش ریسک بروز آسیب حین اجرای فعالیت های ورزشی است. سفتی (Stiffness)، به عنوان یکی از خواص مکانیکی ساختارهای ویسکوالاستیک بدن که معیاری از میزان مقاومت مواد الاستیک در برابر تغییر شکل به دست می دهد (۱) به لحاظ نظری می تواند بر ریسک بروز آسیب اثرگذار باشد. مفهوم سفتی در حوزه علوم حرکتی انسان در سطوح مختلف مورد استفاده قرار گرفته است (۲) که در بالاترین سطوح، سفتی اندام تحتانی و سفتی عمودی (۴) مورد مطالعه قرار گرفته است. سفتی اندام تحتانی، مبتنی بر مدل جرم- فنر است که بر اساس این مدل، حرکت کلی بدن در مرحله تماس (شامل فلکشن مفاصل اندام تحتانی و اکستنشن آن ها)، همانند فنری در نظر گرفته می شود که ابتدا فشرده و سپس آزاد می گردد و سفتی این فنر به عنوان سفتی اندام تحتانی در نظر گرفته می شود که ترکیبی از مقادیر سفتی عضلات، تاندون ها، لیگامنت ها، غضروف ها و استخوان ها می باشد (۵). سفتی اندام تحتانی حین اجرای حرکاتی مانند دویدن، پریدن و Hopping تعیین شده که از این میان Hopping به

عنوان بهترین نمود از حرکت کانگورویی و فنر مانند کل بدن است (۶). Hopping با استراتژی (دوطرفه، یک طرفه روی پای برتر و روی پای غیر برتر) و شیوه های (ترجیحی، کنترلی، بیشینه) مختلف اجرا می شود. نتایج مطالعات نشان می دهد که میزان متغیر سفتی اندام تحتانی بستگی به استراتژی و شیوه اجرای آزمون Hopping دارد (۷).

یکی از کارکردهای مهم سفتی تعیین میزان مقاومت سیستم در برابر اغتشاشات وارده یعنی ثبات سیستم است (۸). از این رو به لحاظ نظری می توان احتمال داد که سفتی در شناسایی پتانسیل بروز آسیب های ورزشی بتواند مورد توجه قرار گیرد. مرور مطالعات انجام شده نشان می دهد که پیشینه تحقیق در مورد ارتباط سفتی با ریسک بروز آسیب محدود است و هنوز ابهامات زیادی وجود دارد. در زمینه ارتباط سفتی اندام تحتانی با ریسک آسیب، دو پژوهش با رویکرد آینده نگر انجام شده است که سفتی اندام تحتانی بالا یا عدم تقارن سفتی اندام تحتانی چپ و راست را در فوتبالیست هایی که در طول فصل دچار آسیب بافت نرم شدند گزارش دادند (۹، ۱۰). دو تحقیق نیز ارتباط میان ثبات و سفتی را روی تنه و بخش مرکزی بدن مورد پژوهش قرار دادند (۱۱، ۱۲). درباره ارتباط سفتی در سطوح پایین تر

کردند. حداقل تعداد نمونه با استفاده از نرم افزار G\*POWER و مبتنی بر آزمون همبستگی خطی پیرسون با توان آزمون ۰/۸، آلفای ۰/۰۵ و اندازه اثر ۰/۳۵، تعداد ۱۸ نفر به دست آمد که در این پژوهش ۲۰ نفر به عنوان نمونه تحقیق در نظر گرفته شد (پیوست ۱).

در ابتدای کار هدف و مراحل کلی آزمون برای آزمودنی-ها شرح داده شد و از آن ها خواسته شد فرم رضایت نامه و مشخصات فردی را تکمیل نمایند. معیار ورود به تحقیق آزمودنی ها، سالم بودن و داشتن فعالیت ورزشی به مدت حداقل دو جلسه در هفته و هر جلسه حداقل دو ساعت بود. همچنین داشتن هر گونه ناهنجاری و یا آسیب در اندام تحتانی که طی شش ماه گذشته رخ داده باشد به عنوان معیار خروج از تحقیق در نظر گرفته شد. از صفحه نیرو Kistler مدل 9281 با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز برای ثبت اطلاعات نیروی عکس العمل زمین و شش دوربین Vicon مدل T20s با فرکانس نمونه برداری ۲۵۰ هرتز برای ثبت تغییرات مارکرها استفاده شد. در اجرای تمامی آزمون ها، پنج مارکر روی مفاصل متاتارسوفالانژیال پنجم، قوزک خارجی، اپی کندیل خارجی استخوان ران، تروکانتر بزرگ استخوان ران و زائده آکرومیون قرار گرفت (۱۸). در اجرای آزمون های Hopping یک طرفه، مارکرها در طرف پای که آزمودنی عمل هاپ را توسط آن پا انجام می داد قرار گرفت و در اجرای آزمون های Hopping دوطرفه و اجرای فرود تک پا در طرف پای برتر آزمودنی قرار داده شد. پای برتر آزمودنی ها به عنوان پای که با آن به توپ ضربه می زنند تعیین شد. آزمون های Hopping و فرود تک پا پس از گرم کردن (شامل پنج دقیقه دویدن و حرکات کششی و جهشی) به صورت زیر اجرا شد.

سه استراتژی Hopping (ترجیحی، کنترلی و بیشینه) و سه شیوهی اجرا (دوطرفه، یک طرفه روی پای برتر و یک طرفه روی پای غیر برتر) به آزمودنی آموزش داده شد و از او خواسته شد ۱۵ جهش عمودی متوالی را روی قسمت جلویی پا انجام دهد. هر یک از سه شیوه دو بار اجرا شد. در استراتژی ترجیحی تنظیم فرکانس و ارتفاع جهش ها به عهده ی خود آزمودنی بود. در شیوه کنترلی، آزمودنی Hopping را با فرکانس ترجیحی انسان ۲/۲ جهش در ثانیه (۲/۲ هرتز) انجام داد (۱۹، ۱۸) که برای تنظیم فرکانس از یک مترونوم دیجیتالی استفاده شد. در استراتژی بیشینه، از آزمودنی خواسته شد که عمل Hopping را با

و ریسک بروز آسیب طی دو تحقیق جداگانه گزارش شده است سفتی همسترینگ با میزان انتقال قدمی تیبیا ارتباط منفی دارد (۱۳) ولی بین سفتی همسترینگ و کینماتیک فرود (فلکشن و ولگوس زانو) ارتباط معناداری وجود ندارد (۱۴). در حد اطلاع نویسنده، پژوهشی که ارتباط سفتی اندام تحتانی با متغیرهای بیومکانیکی مرتبط با ریسک بروز آسیب را بررسی کرده باشد یافت نشد و تنها به بیان چند نظریه در این زمینه بسنده شده است.

توجه به ارتباط احتمالی سفتی با متغیرهای بیومکانیکی حین اجرای تکالیف ورزشی مانند فرود از این جهت حائز اهمیت می باشد که در اجرای بسیاری از مهارت های ورزشی مانند والیبال، بسکتبال و فوتبال اجرای پرش های متعدد و به دنبال هر پرش لزوماً یک فرود را شاهد هستیم. از این رو، می توان ارتباط سفتی با آسیب هایی که با این متغیرهای بیومکانیکی مرتبط است را پیش بینی کرد. متغیرهای بیومکانیکی اوج نیروی عکس-عمل زمین، نرخ بارگذاری و انرژی جذب شده مکانیکی حین اجرای فرود با ریسک بروز آسیب های استخوانی و آسیب بافت نرم مرتبط می باشند (۱۷-۱۵). به وسیله تعیین ارتباط سفتی با متغیرهای بیومکانیکی ذکر شده می توان به ارتباط سفتی با آسیب هایی که پیامد کاهش یا افزایش این متغیرهای بیومکانیکی می باشند پی برد و سپس بسته به مهارت های حرکتی موردنیاز ورزشکار و آسیب هایی که بیشتر در معرض آن ها است، تمرینات تخصصی برای دست یابی به سفتی مناسب به منظور پیشگیری از آسیب را برای ورزشکاران طراحی کرد. هدف پژوهش حاضر، تعیین ارتباط سفتی اندام تحتانی حین اجرای آزمون Hopping با سه استراتژی (ترجیحی، کنترلی و بیشینه) و سه شیوه اجرا (دوطرفه، یک طرفه روی پای برتر و یک طرفه روی پای غیر برتر) با متغیرهای بیومکانیکی (اوج نیروی عکس العمل زمین، نرخ بارگذاری و انرژی جذب شده) حین اجرای فرود تک پا بود.

### روش بررسی

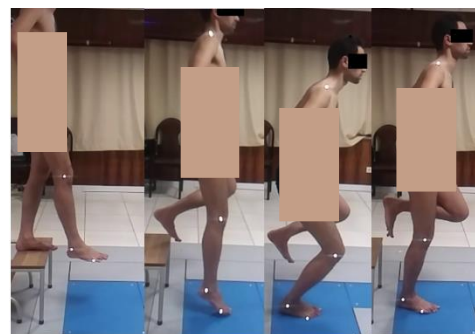
جامعه آماری این پژوهش نیمه آزمایشی، مدل ارتباط سنجی، نوع بنیادی و کاربردی را دانشجویان پسر فعال رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تشکیل دادند. از درون جامعه آماری ۲۰ نفر با روش نمونه گیری در دسترس به عنوان نمونه آماری در این پژوهش شرکت

هدف رسیدن به بیشترین ارتفاع ممکن و با کمترین زمان تماس با زمین انجام دهد (۲۰).  
از کل داده های ثبت شده توسط صفحه نیرو و دوربین، داده های مربوط به پنج جهش میانی (جهش ششم تا دهم) جدا شدند (۲۰، ۲۱)، داده های صفحه نیرو (مؤلفه عمودی نیروی عکس العمل زمین) و مختصات مکانی مارکرها با استفاده از فیلتر پایین گذر باترورث مرتبه چهار، به ترتیب با فرکانس های قطع ۵۰ و ۸ هرتز فیلتر شدند (۲۱، ۲۰، ۷). با توجه به این که اندام تحتانی در مرحله تماس Hopping مانند یک فنر خطی رفتار می کند، بنابراین سفتی اندام تحتانی طبق روش McMahon و Cheng (۲۲) از تقسیم نیروی بیشینه عکس العمل زمین ( $F_{max}$ ) به مقدار عمودی جابجایی مرکز جرم ( $\Delta Y$ ) حین مرحله تماس با زمین به دست می آید (معادله ۱) (۲۲).

$$k = \frac{F_{max}}{\Delta Y} \quad (1)$$

با استفاده از جدول آنترپومتری (۲۳) مختصات مرکز جرم مدل چهار سگمندی حاصل از پنج مارکر به دست آمد و تغییر ارتفاع آن ( $\Delta Y$ ) حین فاز اکسنتریک مرحله تماس Hopping محاسبه شد. در نهایت از سفتی به دست آمده برای پنج جهش میانگین گرفته شد.

پس از اجرای آزمون های Hopping. مراحل اجرای آزمون فرود از روی سکو به آزمودنی شرح داده شد. یک سکوی ۳۵ سانتی متری به فاصله ۱۰ سانتی متری از صفحه نیرو قرار داده شد. از آزمودنی خواسته شد روی سکو به حالت دست به کمر، پابرنه و روی پای غیر برتر قرار گیرد و پای برتر در مرکز صفحه نیرو فرود آید و به محض فرود، با صاف کردن بدن و نگاه به روبرو تعادل خود را حفظ کند (شکل ۱).



شکل ۱. اجرای فرود تک پا

لغزیدن پای فرود روی صفحه نیرو، تماس پای دیگر با زمین یا استفاده از دست ها برای حفظ تعادل، سه معیار اجرای ناصحیح بودند. دو فرود صحیح برای هر آزمودنی مدنظر قرار گرفت. در هنگام فرود، صفحه نیرو، نیروهای عکس العمل زمین و دوربین ها مختصات مارکرها را ثبت کردند. داده های صفحه نیرو و مختصات مکانی مارکرها با استفاده از فیلتر پایین گذر باترورث مرتبه ۴، به ترتیب با فرکانس های قطع ۵۰ و ۱۲ هرتز فیلتر شدند (۱۴، ۱۳). به منظور قابل مقایسه کردن داده ها، داده های نیروی عکس العمل زمین نسبت به وزن آزمودنی ها نرمال شدند. انرژی مکانیکی جذب شده با انتگرال گیری از توان مکانیکی کل حین فاز اکسنتریک فرود محاسبه شد. توان مکانیکی کل از ضرب سرعت مرکز جرم ( $V$ ) در مؤلفه عمودی نیروی عکس العمل زمین ( $F$ ) به دست آمد. (معادله ۲). سرعت مرکز جرم حین فاز اکسنتریک فرود با مشتق گرفتن از میزان جابجایی مرکز جرم محاسبه شد و مختصات مرکز جرم از مدل چهار سگمندی حاصل از پنج نشانگر، به دست آمد.

$$P_{total} = F \times V_{com} \quad (2)$$

به منظور محاسبه نرخ بارگذاری، حداکثر نیروی عمودی نرمال شده به وزن بر زمان رسیدن به حداکثر نیرو تقسیم شد (معادله ۳). نرخ بارگذاری بیانگر سرعت اعمال حداکثر نیرو حین اجرای فرود است. هر چه نرخ بارگذاری بیشتر باشد، یعنی نیروی بیشتری در مدت زمان کوتاه تری اعمال شده است.

$$\text{نرخ بارگذاری} = \frac{\text{وزن/بیک نیروی عمودی}}{\text{زمان رسیدن به بیک نیروی عمودی}} \quad (3)$$

روندی که شرح داده شد در نرم افزار متلب کدنویسی و به منظور محاسبه متغیرهای مورد نظر تحقیق اجرا شد. برای توصیف داده ها از میانگین و انحراف معیار استفاده شد. همچنین نرمال بودن توزیع داده ها بوسیله آزمون شاپیرو ویلک و ارتباط بین متغیرهای پژوهش بوسیله آزمون آماری همبستگی پیرسون بررسی شد. از نرم افزار SPSS نسخه ۱۶ برای تجزیه و تحلیل آماری با سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد.

#### یافته ها

۲۰ نفر آزمودنی با میانگین و انحراف معیار سنی

متغیرهای اوج نیروی عکس العمل زمین و نرخ بارگذاری در تمامی موارد مثبت است (جدول ۳). در این زمینه پیشینه چندانی وجود ندارد. تنها دو پژوهش توسط Williams (۲۶،۲۷) انجام شده است که نتایج آن نشان داد در دوندگان با سفتی اندام تحتانی بالاتر، نرخ بارگذاری بالاتر بوده و همچنین به طور قابل ملاحظه‌ای وقوع آسیب-ها بیشتر است. یافته‌های تحقیق Williams (۲۶،۲۷) نتایج پژوهش را تأیید می‌کند. به نظر می‌رسد برای توجیه ارتباط مثبت به دست آمده بین سفتی اندام تحتانی با دو متغیر اوج نیروی عکس العمل زمین و نرخ بارگذاری بایستی بیومکانیک Hopping و فرود را مورد بررسی قرارداد. در هنگام فرود از ارتفاع معین همواره ضربه وارد شده به فرد ثابت است، بنابراین می‌تواند با خم کردن بیشتر مفاصل اندام تحتانی، زمان اعمال نیرو را افزایش داده و اوج نیروی عکس العمل زمین را کم و همچنین زمان رسیدن به اوج نیرو را زیاد کند. یکی از عوامل بالاتر بودن سفتی اندام تحتانی، بازتر بودن مفاصل اندام تحتانی حین فاز اکسنتریک Hopping است که موجب جابجایی کمتر مرکز جرم می‌شود. بنابراین کسی که سفتی اندام تحتانی بالاتری دارد در هنگام فرود مفاصل خود را کمتر خم می‌کند و این موجب افزایش اوج نیروی عکس العمل زمین و نرخ بارگذاری می‌شود (۱۵). اعتقاد بر این است افزایش اوج نیروی عکس العمل زمین و نرخ بارگذاری ریسک بروز آسیب های استخوانی مانند Osteoarthritis مفصل زانو و Stress Fracture را افزایش می‌دهد (۱۶، ۱۵). براساس این فرضیه و بنابر یافته های پژوهش حاضر، می‌توان بیان کرد که سفتی اندام تحتانی بالا احتمالاً ریسک بروز آسیب-های استخوانی مانند استئوآرتریت زانو و Stress Fracture را افزایش خواهد داد.

در توجیه ارتباط منفی به دست آمده بین سفتی اندام تحتانی با انرژی جذب شده مکانیکی (جدول ۳)، احتمالاً بتوان از استدلالی مشابه بهره برد. در هنگام اجرای فرود، با بیشتر خم کردن مفاصل اندام تحتانی می‌توان انرژی جذب شده مکانیکی را افزایش داد. یکی از عوامل سفتی اندام تحتانی کمتر، بیشتر خم کردن مفاصل اندام تحتانی حین اجرای فاز اکسنتریک Hopping است که موجب جابجایی بیشتر مرکز جرم و کاهش اوج نیروی عکس العمل زمین می‌شود. بنابراین کسی که سفتی کمتری دارد در هنگام فرود مفاصل خود را بیشتر خم می‌کند و این موجب

وزنی  $۶۵/۱۶ \pm ۴/۷۴$  سال،  $۲۴/۱ \pm ۵۸/۶۴$  کیلوگرم و قدی  $۱/۰ \pm ۷۶/۰۶$  متر در این تحقیق شرکت داشتند. توصیف داده‌های سفتی اندام تحتانی و متغیرهای بیومکانیکی حین اجرای فرود تک‌پا در جدول ۱ آورده شده است. طبق نتایج جدول ۱ میانگین سفتی برای استراتژی کنترلی بیشترین (تقریباً  $۸/۳$  درصد بیشتر از سفتی ترجیحی) و برای استراتژی بیشینه کمترین (تقریباً  $۸$  درصد کمتر از سفتی ترجیحی) مقادیر را به خود اختصاص داده است. همچنین مقادیر سفتی اندام تحتانی دوطرفه نسبت به یک‌طرفه (تقریباً  $۱۵$  درصد) بزرگ‌تر بودند. توزیع تمام متغیرهای سفتی اندام تحتانی و متغیرهای بیومکانیکی حین اجرای فرود که به وسیله آزمون شاپیروویلیک مورد آزمون قرار گرفتند، نرمال بود (جدول ۲). نتایج آزمون همبستگی بین متغیرهای منتخب بیومکانیکی حین اجرای فرود تک‌پا از روی سکو با سفتی اندام تحتانی به تفکیک استراتژی و شیوه اجرا در جدول ۳ آورده شده است.

### بحث و نتیجه‌گیری

هدف این تحقیق تعیین ارتباط بین سفتی اندام تحتانی حین اجرای آزمون Hopping با سه شیوه اجرای دوطرفه، یک‌طرفه روی پای برتر و یک طرفه روی پای غیر برتر و با سه استراتژی ترجیحی، کنترلی و بیشینه با متغیرهای منتخب بیومکانیکی مرتبط با ریسک بروز آسیب حین اجرای فرود بود.

نتایج نشان می‌دهد از بین سفتی اندام تحتانی محاسبه شده با استراتژی‌ها و شیوه‌های اجرای متفاوت، سفتی اندام تحتانی کنترلی دوطرفه به منظور ارتباط سنجی با متغیر انرژی مکانیکی جذب شده و همین‌طور سفتی اندام تحتانی بیشینه یک طرفه به منظور ارتباط سنجی با دو متغیر اوج نیروی عمودی و نرخ بارگذاری آزمون های مناسب تری هستند.

بالاتر بودن میانگین سفتی برای استراتژی کنترلی و همچنین پایین‌تر بودن مقادیر سفتی برای استراتژی بیشینه (جدول ۱) نتایج پژوهش های قبلی که با افزایش فرکانس Hopping، سفتی افزایش می‌یابد را تأیید می‌کند (۲۴). همچنین بزرگتر بودن مقادیر سفتی اندام تحتانی دوطرفه نسبت به یک طرفه (پای برتر و غیر برتر) قابل‌انتظار بود (۲۵).

ارتباط به دست آمده بین سفتی اندام تحتانی با

جدول ۱: توصیف متغیرهای در افراد مورد مطالعه

متغیر	میانگین $\pm$ انحراف معیار
سفتی ترجیحی دوطرفه	۱۷/۰۱ $\pm$ ۵/۵۰
سفتی ترجیحی پای برتر	۱۴/۸۴ $\pm$ ۳/۸۳
سفتی ترجیحی پای غیر برتر	۱۵/۵۷ $\pm$ ۳/۰۳
سفتی کنترلی دوطرفه	۲۲/۸۸ $\pm$ ۵/۵۴
سفتی کنترلی پای برتر	۱۸/۴۳ $\pm$ ۴/۸۵
سفتی کنترلی پای غیر برتر	۱۸/۷۱ $\pm$ ۴/۱۱
سفتی بیشینه دوطرفه	۱۴/۰۹ $\pm$ ۶/۶۳
سفتی بیشینه پای برتر	۱۳/۷۳ $\pm$ ۴/۵۳
سفتی بیشینه پای غیر برتر	۱۲/۶۲ $\pm$ ۳/۱۵
اوج نیروی عمودی (نیوتون بر کیلوگرم)	۳۹/۳۴ $\pm$ ۱۰/۱۷
نرخ بارگذاری (نیوتون بر ثانیه در کیلوگرم)	۶۸۳/۴۵ $\pm$ ۱۵۹/۳۰
انرژی مکانیکی جذب شده (ژول بر کیلوگرم)	۳/۳۷ $\pm$ ۰/۹۶

جدول ۲: نتایج آزمون شاپیرو ویلک

متغیر	p-مقدار	متغیر	p-مقدار
سفتی دوطرفه ترجیحی	۰/۲۴۹	سفتی دوطرفه بیشینه	۰/۹۳۸
سفتی پای برتر ترجیحی	۰/۴۲۹	سفتی پای برتر بیشینه	۰/۴۳۷
سفتی پای غیر برتر ترجیحی	۰/۴۵۹	سفتی پای غیر برتر بیشینه	۰/۲۱۶
سفتی دوطرفه کنترلی	۰/۶۳۰	اوج نیروی عمودی	۰/۲۴۵
سفتی پای برتر کنترلی	۰/۰۷۳	نرخ بارگذاری	۰/۸۴۴
سفتی پای غیر برتر کنترلی	۰/۰۹۸	انرژی مکانیکی جذب شده	۰/۱۵۲

سطح معنی داری  $p < 0/05$

زیاد یا کم اندام تحتانی به منظور جلوگیری از ریسک بروز آسیب مزیت محسوب نمی شود و احتمالاً مقداری بهینه برای آن وجود دارد چراکه با برخی شاخص های ریسک بروز آسیب ارتباط مثبت و با برخی ارتباط منفی دارد؛ بنابراین بسته به مهارت های حرکتی موردنیاز ورزشکار و آسیب هایی که بیشتر در معرض آن ها است، لزوم طراحی تمرینات تخصصی برای دست یابی به سفتی بهینه به منظور پیشگیری از آسیب وجود دارد. این نکته قابل ذکر است که با توجه به شواهد کم، بخصوص کمبود تحقیقات آینده نگر در مورد ارتباط سفتی با ریسک بروز آسیب، تا زمانی که

افزایش انرژی جذب شده در مفاصل و نهایتاً افزایش انرژی جذب شده کل می شود (۱۵). اعتقاد بر این است که افزایش جذب انرژی حین فرود موجب کاهش شوک ناشی از ضربه شده و ریسک بروز آسیب های استخوانی را کاهش می دهد، اما با قرارگیری مفصل در انتهای دامنه حرکتی افزایش تنش لیگامنت ها و خطر آسیب های بافت نرم را در پی خواهد داشت (۱۷، ۱۵)؛ بنابر این فرضیه و نتایج پژوهش حاضر، سفتی اندام تحتانی پایین احتمالاً می تواند ریسک بروز آسیب بافت نرم را افزایش دهد. به طور کلی نتایج این تحقیق نشان می دهد که سفتی

جدول ۳: نتایج آزمون همبستگی بین سفتی اندام تحتانی (نیوتن بر متر) با متغیرهای منتخب بیومکانیکی در اجرای فرود تک پا

متغیر	پیک نیروی عمودی (نیوتن بر کیلوگرم) (p-مقدار)	نرخ بارگذاری (نیوتن بر ثانیه بر کیلوگرم) (p-مقدار)	انرژی مکانیکی جذب شده (ژول بر کیلوگرم) (p-مقدار)
سفتی دوطرفه ترجیحی	(p=۰/۵) r = ۰/۲۱	(p=۰/۹۳) r = ۰/۰۳۲	(p=۰/۶) r = -۰/۱۳
سفتی پای برتر ترجیحی	(p=۰/۳) r = ۰/۲۹	(p=۰/۴) r = ۰/۲۴	(p=۰/۳) r = -۰/۳۱
سفتی پای غیر برتر ترجیحی	(p=۰/۱) r = ۰/۴۵	* (p=۰/۰۴) r = ۰/۵۸	(p=۰/۰۶) r = -۰/۵۴
سفتی دوطرفه کنترلی	(p=۰/۶) r = ۰/۱۶	(p=۰/۶) r = ۰/۱۴	* (p=۰/۰۲) r = -۰/۶۴
سفتی پای برتر کنترلی	(p=۰/۲) r = ۰/۳۶	(p=۰/۸) r = ۰/۰۴	(p=۰/۷) r = -۰/۰۹
سفتی پای غیر برتر کنترلی	(p=۰/۶) r = ۰/۱۶	(p=۰/۳) r = ۰/۰۳	* (p=۰/۰۱) r = -۰/۶۹
سفتی دوطرفه بیشینه	(p=۰/۴) r = ۰/۲۷	(p=۰/۶) r = ۰/۱۶	(p=۰/۷) r = -۰/۱۲
سفتی پای برتر بیشینه	* (p=۰/۰۱) r = ۰/۷۵	* (p=۰/۰۱) r = ۰/۷۳	(p=۰/۹) r = -۰/۰۲
سفتی پای غیر برتر بیشینه	* (p=۰/۴۳) r = ۰/۶۴	* (p=۰/۰۳۶) r = ۰/۶۷	(p=۰/۷) r = -۰/۱۳

سطح معنی داری  $p < ۰/۰۵$

#### منابع

1. Latash ML, Zatsiorsky VM. Joint stiffness: Myth or reality? Hum Movement Sci 1993; 12(6): 653-692.
2. Brughelli M, Cronin J. Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness: modelling and recommendations for future research. J Sports Med 2008; 38(8): 647-657.
3. Butler RJ, Crowell HP, Davis IMC. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. Clin Biomech 2003; 18(6): 511-517.
4. Brughelli M, Cronin J. A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications. Scand J Med Sci Spor 2008; 18(4): 417-426.
5. Blickhan R. The spring-mass model for running and hopping. J Biomech 1989; 22(11): 1217-1227.
6. Lamontagne M, Kennedy MJ. The biomechanics of vertical hopping: a review. Res Sports Med. 2013; 21(4): 380-394.

شواهد تحقیقی مشخصی به دست نیاید بایستی با احتیاط بیشتری در مورد آن صحبت کرد.

#### سپاسگزاری

از تمام کسانی که ما را در انجام این تحقیق یاری نمودند تشکر و قدردانی می گردد. رعایت اصول اخلاقی در آزمون های مورد نظر این پژوهش، در کمیته اخلاق پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی بررسی شد و با کد IR.SSRI.REC.1396.126 مورد تأیید قرار گرفت.

7. Ashrotaghi M, Sadeghi H, Shirzad A. The relationship of mechanical stiffness during hopping test with performance and injury risk factors of lower extremity in selected fundamental movement skills. Phd Thesis, Faculty of physical Education, Kharazmi University; 2015:161. [Persian]
8. McGill S. Ultimate back fitness and performance. 4th ed. Waterloo, Canada: Backfitpro Incorporated; 2009: 63.
9. Watsford ML, Murphy AJ, McLachlan KA, Bryant. A prospective study of the relationship between lower body stiffness and hamstring injury in professional Australian rules footballers. *American J Sports Med* 2010; 38(10): 2058-2064.
10. Pruyne EC, Watsford ML, Murphy AJ, Pine MJ, et al. Relationship between leg stiffness and lower body injuries in professional Australian football. *J Sports Sci* 2012; 30(1): 71-78.
11. Vazirian M, Shojaei I, Tromp RL, Nussbaum MA, et al. Age-related differences in trunk intrinsic stiffness. *J Biomech* 2015; 49(6): 926-932.
12. Lee BC, McGill SM. Effect of Long-term Isometric Training on Core/Torso Stiffness. *J Strength Cond Res* 2015; 29(6): 1515-1526.
13. Blackburn JT, Norcross MF, Padua DA. Influences of hamstring stiffness and strength on anterior knee joint stability. *Clin Biomech* 2011; 26(3): 278-283.
14. Blackburn JT, Norcross MF, Cannon LN, Zinder SM. Hamstrings stiffness and landing biomechanics linked to anterior cruciate ligament loading *J Athlet train.* 2013; 48(6): 764-772.
15. Butler RJ, Crowell HP, Davis IMC. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clin Biomech* 2003; 18(6): 511-517.
16. Brazier J, Bishop C, Simons C, Antrobus M, et al. Lower Extremity Stiffness: Effects on Performance and Injury and Implications for Training. *Strength Cond J* 2014; 36(5): 103-112.
17. Granata K, Padua D, Wilson S. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *J Electromyogr Kinesiol* 2002; 12(2): 127-135.
18. Farley C, Morgenroth, D. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *J Biomech* 1999; 32(3): 267-273.
19. Brauner T, Sterzing T, Wulf M, Horstmann T. Leg stiffness: Comparison between unilateral and bilateral hopping tasks. *Hum Movemnt Sci* 2014; 33(1): 263-272.
20. Hobara H, Inoue K, Kanosue K. Effect of hopping frequency on bilateral differences in leg stiffness. *J Appl Biomech* 2013; 29(1): 55-60.
21. Hobara H, Kobayashi Y, Yoshida E, Mochimaru M. Leg stiffness of older and younger individuals over a range of hopping frequencies. *J Electromyogr Kinesiol* 2015; 25(2): 305-309.
22. McMahon T, Cheng G. The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *J Biomech.* 1990; 23(1): 65-78.
23. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 4th ed. Hoboken, New Jersey, USA: John Wiley & Sons 2009: 86.
24. Arampatzis A, Schade F, Walsh M, Brüggemann GP. Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *J Electromyogr Kinesiol* 2001; 31(5): 355-364.
25. Ashrotaghi M, Sadeghi H, Shirzad A. The analysis of spring-like behavior of human body during unilateral and bilateral hopping tests with different strategies. *Res Sports Rehab* 2017; 4(8): 21-29. [Persian]
26. Williams D.S, McClay Davis I, Scholz J.P, Hamill J, et al. Lower extremity stiffness in runners with different foot types. *Gait and Posture.* 2003.
27. Williams D.S, McClay I.S, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech.* 2001; 16(4): 341-347.



### پیوست ۱

#### خروجی نرم افزار G\*POWER

