

مقایسه‌ی سفتی پا در طی آزمون هاپینگ بین زنان و مردان ورزشکار

مجتبی عشرستاقی^۱، دکتر الهام شیرزاد^۲، دکتر حیدر صادقی^۳

۱- دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه خوارزمی

۲- استادیار دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه تهران

۳- استاد دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه خوارزمی

چکیده

زمینه و هدف: سفتی پا به عنوان یک متغیر مرتبط با عملکرد ورزشی و خطر وقوع آسیب شناخته شده است. هدف از انجام این تحقیق، مقایسه‌ی سفتی پا در اجرای آزمون هاپینگ، بین زنان و مردان ورزشکار بود.

روش بررسی: ۱۳ زن و ۱۲ مرد جوان از بهترین ورزشکاران راکتی کشور در این تحقیق شرکت کردند و آزمون هاپینگ جفت پا با فرکانس ۲/۲ هرترز را اجرا نمودند. سفتی پای آزمودنی‌ها محاسبه شد و با تقسیم بر وزن آن‌ها به صورت نرمال شده با وزن نیز به دست آمد. برای مقایسه‌ی میانگین متغیرهای تحقیق بین دو گروه زنان و مردان، آزمون تی مستقل مورد استفاده قرار گرفت.

یافته‌ها: سفتی پای زنان به طور معناداری کمتر از مردان بود ($P = ۰/۰۰۱$) درحالی‌که سفتی پای نرمال شده با وزن بین دو گروه تفاوت معناداری نداشت ($P = ۰/۳$).

نتیجه‌گیری: کمتر بودن سفتی پای زنان ورزشکار در مقایسه با مردان، می‌تواند یکی از عوامل ضعیف‌تر بودن اجزای سرعتی زنان ورزشکار در حرکات افقی باشد. ضمن این‌که عدم تفاوت سفتی پای نرمال شده بین دو گروه حاکی از به‌کارگیری یک استراتژی آسیب‌زا توسط زنان در حرکات عمودی، به منظور جبران سفتی ذاتی کمتر ساختارهای تاندونی و عضلانی آن‌هاست. انتخاب تمرینات مناسب برای تغییر دادن سفتی، می‌تواند در بهبود عملکرد و کاهش خطر آسیب زنان موثر باشد.

کلیدواژه‌ها: سفتی پا، زنان و مردان ورزشکار، عملکرد ورزشی، خطر آسیب

(ارسال مقاله ۱۳۹۳/۱۱/۱۸، پذیرش مقاله ۱۳۹۴/۸/۹)

نویسنده مسئول: تهران، میرداماد، انتهای خیابان شهید حساری، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی

Email: mojtabaashr@yahoo.com

مقدمه

زنان در اجرای اغلب مهارت‌های ورزشی رکوردهایی ضعیف‌تر از مردان دارند (۱). بخشی از این تفاوت، به ابعاد بدنی کوچک‌تر زنان نسبت داده شده است (۲). توده‌ی عضلانی کمتر و بازوهای اهرمی کوتاه‌تر زنان، به طور طبیعی آن‌ها را از نظر تولید نیرو و سرعت (دو عامل اساسی در اکثر اجزای ورزشی) در سطح پایین‌تری نسبت به مردان قرار می‌دهد. با این حال حتی در ابعاد مشابه نیز تفاوت‌هایی وجود دارد. نتایج تحقیقات اپیدمیولوژیک در زمینه‌ی آسیب‌های ورزشی، اهمیت موضوع را بیشتر می‌کند (۳،۴): خطر بروز آسیب‌های اسکلتی عضلانی اندام تحتانی حین فعالیت‌های عملکردی در زنان، بالاتر از مردان گزارش شده است (۵). آسیب‌های مفصل زانو و به طور خاص آسیب لیگامان صلیبی قدامی (Anterior Cruciate Ligament: ACL) یکی از مهم‌ترین مواردی است که با توجه به شیوع چندین برابری در زنان و هزینه‌های گزاف و طول درمان طولانی، همواره موضوع تحقیقات بوده است (۶). به نظر می‌رسد عواملی دخیل هستند که زنان را از اجرا و

کنترل بهینه‌ی حرکات دور می‌کنند. برای توجیه تفاوت‌های زنان و مردان از لحاظ عملکرد و خطر بروز آسیب، انواع مکانیزم‌های موثر بر تولید و تعدیل نیرو و کنترل حرکت مورد ارزیابی قرار گرفته‌اند. بر خلاف عواملی مانند ساختار اسکلتی و سطوح هورمونی، عواملی وجود دارند که با تمرین قابل تغییر هستند و تمرکز روی اصلاح آن‌ها می‌تواند سودمند باشد (۷). سفتی اندام تحتانی متغیری تمرین‌پذیر است که می‌تواند هم بر عملکرد ورزشی و هم بر خطر آسیب تاثیرگذار باشد (۸-۱۰). سفتی، مفهومی مکانیکی است که به مقاومت مواد در برابر تغییر شکل ناشی از بارگذاری دلالت دارد (۱۱،۱۲). بر اساس قانون هوک، سفتی به صورت نسبت بار اعمال شده به تغییر شکل تعریف می‌گردد. مواد الاستیک مانند فنر، انرژی اعمال شده را در خود ذخیره و باز تولید می‌کنند. ساختارهای اسکلتی عضلانی و مفصلی بدن موجودات زنده نیز در برابر بارگذاری رفتارهای فنر مانند بروز می‌دهند. وجود این خاصیت در تاندون‌ها و عضلات، یکی از اصلی‌ترین عوامل موثر در

می‌شود که علاوه بر خواص مکانیکی ساختارها، از عواملی مانند قدرت عضلانی، هندسه‌ی ساختار اسکلتی و مفصلی، کنترل عصبی و استراتژی حرکتی نیز تاثیر می‌پذیرند. این گونه حرکات با استفاده از یک مدل ساده‌ی جرم- فنر مدل می‌شوند. آزمون هایپینگ که پرکاربردترین آزمون محاسبه‌ی سفتی پا است، شامل تعدادی جهش‌های متوالی می‌باشد به صورت‌های تک‌پا یا جفت‌پا، عمودی یا افقی و ترجیحی یا کنترلی قابل اجرا است. از جمله کنترل‌های اعمال شده، تعیین فرکانس جهش مشخص، دستیابی به بیشترین ارتفاع و یا کمینه کردن زمان تماس پا با زمین هستند. علی‌رغم رفتار الاستیک غیرخطی اغلب زیرساخت‌های تاندونی، عضلانی و مفصلی، حرکت کلی مرکز جرم بدن حین اجرای آزمون هایپینگ با فرکانس حدود ۲/۲ هرتز به خوبی با رفتار یک فنر خطی مطابقت می‌کند (۲۸) و اعتبار این آزمون برای تعیین سفتی اندام تحتانی مورد تایید قرار گرفته است (۲۹). با توجه به نکات برشمرده، هدف از انجام این پژوهش، مقایسه‌ی سفتی پا در طی اجرای آزمون هایپینگ، بین زنان و مردان ورزشکار بود.

روش بررسی

در این تحقیق نیمه تجربی، ۲۵ ورزشکار از رشته‌های راکتی اسکواش و بدمینتون به طور داوطلبانه شرکت کردند. آزمودنی‌ها به دو گروه زن و مرد تقسیم شدند. گروه زنان شامل ۱۳ نفر اسکواش باز با میانگین سن $23/16 \pm 6/2$ سال، قد $1/64 \pm 0/05$ متر و وزن $61/82 \pm 5/29$ کیلوگرم و گروه مردان شامل نه بازیکن اسکواش و سه بازیکن رشته‌ی بدمینتون با میانگین سن $25/2 \pm 3/7$ سال، قد $1/81 \pm 6$ متر و وزن $80/1 \pm 7/4$ کیلوگرم بود. تعدادی از آزمودنی‌ها عضو تیم‌های ملی و مابقی نیز از بهترین بازیکنان لیگ‌های برتر کشور بودند. قبل از اجرای آزمون، فرم‌های رضایت‌نامه‌ی آگاهانه، اطلاعات فردی و سابقه ورزشی در اختیار شرکت‌کننده‌ها قرار گرفت و تکمیل شد. نداشتن آسیب در اندام تحتانی، سابقه جراحی، آرتروز و مشکلات پزشکی و عصبی، معیارهای ورود به آزمون بودند. آزمون برای آزمودنی‌ها به طور کامل تشریح شد و در کلینیک مهندسی ورزش و سلامت مجموعه ورزشی انقلاب اجرا گردید. هر آزمودنی ابتدا یک برنامه‌ی گرم کردن، شامل ۵ دقیقه دویدن روی تردمیل و حرکات کششی و جهشی را انجام می‌داد و سپس آزمون هایپینگ را اجرا می‌کرد. آزمون هایپینگ شامل جهش و فرودهای متوالی عمودی بود که به صورت جفت پا اجرا می‌شد. دست‌های آزمودنی در کنار بدنش قرار

کارکرد چرخه‌ی کشش-انقباض (Stretch-shortening cycle) است (۱۳). این چرخه در بیشتر فعالیت‌های ورزشی به کار گرفته می‌شود (۱۳). بسته به نوع فعالیت ورزشی، سفتی کم یا سفتی زیاد می‌تواند به بهبود کارایی منجر شود. سفتی زیاد موجب افزایش سرعت گسترش نیرو (Rate of force development) می‌گردد (۱۵،۱۴) که در عملکردهای سرعتی مفید واقع می‌شود (۱۴). اما در عملکردهایی مانند پرش عمودی که ارتفاع به دست آمده ثابت می‌شود و مدت زمان اجرا ملاک تعیین رکورد نیست، سفتی بیش از حد ممکن است مانع ذخیره و باز تولید مناسب انرژی شود (۱۷،۱۶). از نظر آسیب‌شناختی، سفتی بیش از حد ساختارهای تاندونی عضلانی مانع جذب مناسب شوک ناشی از ضربه‌های شدید و ناگهانی می‌شود که پیامد آن می‌تواند آسیب‌های استخوانی یا کندگی محل اتصال تاندون به استخوان باشد (۱۰،۹). سفتی کم، ثبات مفصل را تحت تاثیر قرار می‌دهد و آسیب بافت‌های نرم را در پی خواهد داشت (۱۸،۹). ثبات مفصل از عوامل تعیین کننده در آسیب‌های زانو به شمار می‌رود (۱۹،۵). بخصوص حین فعالیت‌های ورزشی، سفتی عضلانی فعال اصلی‌ترین عامل در تعدیل اغتشاشات و برقراری ثبات دینامیک مفصل است. ضعف این عامل، رشد اغتشاشات و قرار گیری مفصل در انتهای دامنه‌ی حرکتی را به دنبال خواهد داشت که موجب افزایش تنش لیگامان‌ها و بالا رفتن خطر آسیب آن‌ها می‌شود (۵). سفتی مورد نیاز برای رسیدن به بالاترین سطح اجرای یک فعالیت ورزشی ممکن است ورزشکار را تحت خطر بالای آسیب قرار دهد. بنابراین باید حد بهینه‌ای از سفتی را در نظر داشت که از هر دو جهت منافع ورزشکار را تامین کند.

این‌که آیا سفتی اندام تحتانی می‌تواند توجیه‌کننده‌ی تفاوت‌های جنسیتی یاد شده باشد یا خیر، چالش اصلی این پژوهش است. آزمایش‌های گوناگونی برای تعیین سفتی در محیط طبیعی طراحی شده‌است. به کمک این آزمایش‌ها محاسبه‌ی سفتی از سطوح پایین یعنی سفتی ساختارهای تاندونی و عضلانی (۲۱،۲۰) تا سطوح میانه یعنی سفتی مجموعه‌ی عضلانی-مفصلی (۲۲-۲۵) و بالاترین سطح یعنی سفتی پا (۲۷،۲۶) میسر می‌شود. با پیش‌روی به سمت بالاترین سطح، سفتی از تعریف اولیه‌اش فاصله می‌گیرد و از یک متغیر مکانیکی، به متغیری نورویومکانیکی تغییر ماهیت می‌دهد که واقعیت حرکات انسان را بهتر و کامل‌تر توصیف می‌کند. برای محاسبه‌ی سفتی پا از آزمون‌های عملکردی چند مفصله و زنجیره بسته‌ای مانند دویدن و هایپینگ (Hopping) استفاده

تصاویر ویدئویی، پنج جهش اولیه حذف شد و پنج جهش متوالی بعدی، برای آنالیز در نظر گرفته شد. زمان تماس هر جهش، به عنوان بازه‌ی بین نخستین لحظه‌ی تماس شدن پای آزمودنی با زمین تا نخستین لحظه‌ی جدا شدن پا از زمین تعریف شد. از لحظه‌ی جدا شدن پا تا ابتدای زمان تماس جهش بعدی نیز به عنوان زمان پرواز همان جهش تعیین شد. میانگین زمان تماس و پرواز این پنج جهش به همراه وزن آزمودنی‌ها، در فرمول محاسبه‌ی سفتی قرار گرفتند و به این ترتیب میزان سفتی پا برای هر آزمودنی به دست آمد. از آنجایی که ابعاد بدنی آزمودنی‌ها روی مقدار سفتی تاثیر می‌گذارد (۳۲)، سفتی پای نرمال شده از تقسیم سفتی پا بر وزن آزمودنی‌ها محاسبه شد.

برای توصیف متغیرهای تحقیق از شاخص‌های آمار توصیفی (میانگین و انحراف استاندارد) استفاده شد. با توجه به طبیعی بودن توزیع داده‌ها (بر اساس آزمون کولموگروف-اسمیرنوف) و ارضای شرایط آزمون‌های پارامتریک، برای مقایسه‌ی متغیرها بین دو گروه از آزمون تی مستقل و برای تعیین ارتباط میان متغیرها از آزمون همبستگی پیرسون استفاده شد. سطح معناداری برای کلیه‌ی آزمون‌ها ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. تحلیل‌های آماری به کمک نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۱۶ انجام گرفت.

یافته‌ها

در جدول ۱، میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای فرکانس هاپینگ، وزن آزمودنی، زمان تماس، زمان پرواز، نیروی عمودی بیشینه عکس العمل زمین (نیروی بیشینه)، تغییر ارتفاع مرکز جرم در فاز تماس با زمین (تغییر ارتفاع)، سفتی پا و سفتی پای نرمال شده با وزن، برای دو گروه زنان و مردان تعیین شده و آماره‌ی t ، مقدار p و نسبت مقدار میانگین متغیر در گروه زنان به مقدار آن در گروه مردان گزارش شده است.

جدول ۱- نتایج آزمون مقایسه

نام متغیر	گروه زنان	گروه مردان	آماره‌ی t	مقدار p	نسبت زنان به مردان
فرکانس هاپینگ (f-Hz)	۲/۲۱(۰/۰۲)	۲/۱۹(۰/۰۴)	۱/۷۲	۰/۱۰۵	۱/۰۱
وزن آزمودنی (m-kg)	۶۱/۸۲(۵/۳۹)	۸۰/۱۱(۷/۴)	-۷/۱۴	۰/۰۰۰	۰/۷۷
زمان تماس (t_c - sec)	۰/۲۹(۰/۰۴)	۰/۲۷(۰/۰۴)	۱/۱۵	۰/۲۶۳	۱/۰۷
زمان پرواز (t_f - sec)	۰/۱۶(۰/۰۴)	۰/۱۹(۰/۰۴)	-۱/۴۳	۰/۱۶۲	۰/۹۵
نیروی بیشینه (F_{max} - kN)	۱/۵۲(۰/۲۶)	۲/۱۴(۰/۴۲)	-۴/۵۲	۰/۰۰۰	۰/۷۱
تغییر ارتفاع (Δy - m)	۰/۱۰(۰/۰۲)	۰/۱۰(۰/۰۱)	-۰/۲۴	۰/۸۱۲	۰/۹۹
سفتی پا (K-kN/m)	۱۵/۲۰(۲/۵۹)	۲۱/۲۵(۴/۵۸)	-۴/۰۲	۰/۰۰۱	۰/۷۲
سفتی پا نرمال شده (K_n - kN/m/kg)	۰/۲۵(۰/۰۴)	۰/۲۶(۰/۰۵)	-۱/۰۸	۰/۲۹۰	۰/۹۳

داشت به نحوی که مفاصل آرنجش در حالت فلکسیون ۹۰ درجه بودند. یک مترونوم دیجیتالی صدای ضربانی با فرکانس ۲/۲ هرتز تولید می‌کرد. از آزمودنی‌ها خواسته شد که ضمن هماهنگ شدن با فرکانس مترونوم، با استراتژی ترجیحی خود، عمل هاپینگ را انجام دهند. پیش از اجرای اصلی، آزمودنی‌ها برای یادگیری درست حرکت به میزان کافی تمرین می‌کردند. با توجه به این‌که فرکانس ۲/۲ هرتز نزدیک به فرکانس ترجیحی هاپینگ انسان است، آزمودنی‌ها به سرعت با آن هماهنگ می‌شدند. اجرای اصلی آزمودنی‌ها در صفحه‌ی ساجیتال، توسط یک دوربین سرعت بالای CASIO مدل EXILIM با فرکانس ۳۰۰ هرتز فیلمبرداری شد. در این مطالعه، برای محاسبه‌ی سفتی پا از روش دالیو (۳۰) استفاده شد. این روش بر مبنای روش مرجع کاواگنا (۳۱) در محاسبه‌ی سفتی است که رفتار پا را حین هاپینگ شبیه یک فنر خطی در نظر می‌گیرد. کاواگنا سفتی را از تقسیم نیروی عمودی بیشینه‌ی زمین بر جابجایی عمودی مرکز جرم به دست آورد (معادله ۱). روش دالیو بدون استفاده از صفحه‌ی نیرو و بر پایه‌ی تقریب زدن نیروی عمودی عکس العمل زمین به صورت یک نیروی سینوسی، سفتی را محاسبه می‌کند (معادلات ۲ تا ۴). در معادله‌ی به دست آمده برای سفتی، نیرو و تغییر طول حذف شده و به جای آن‌ها زمان تماس (t_c)، زمان پرواز (t_f) و جرم (m) مورد استفاده قرار می‌گیرد.

$$K = F_{max} / \Delta y \quad \text{معادله ۱}$$

$$F_{max} = mg \pi (1 + t_f / t_c) / 2 \quad \text{معادله ۲}$$

$$\Delta y = - (F_{max} \cdot t_c^2) / (m \pi^2) + g t_c^2 / 8 \quad \text{معادله ۳}$$

$$K = F_{max} / \Delta y = [m \pi (t_f + t_c)] / \{t_c^2 [(t_f + t_c) / \pi - t_c / 4]\} \quad \text{معادله ۴}$$

فرکانس ۲/۲ هرتز، نزدیک به فرکانس ترجیحی شرکت کننده‌ها است و هماهنگ شدن با آن به راحتی صورت می‌گیرد. برای محاسبه‌ی زمان‌های تماس و پرواز از روی

* مقادیر کوچکتر از ۰/۰۰۱ برای p به صورت ۰/۰۰۰ گرد شده‌اند.

همان‌گونه که مشاهده می‌شود، تفاوت بین دو گروه در مورد متغیرهای وزن، نیروی بیشینه و سفتی پای آزمودنی‌ها به لحاظ آماری معنادار بود. میانگین سفتی پای آزمودنی‌ها در گروه زنان حدود ۱۵kN/m و در گروه مردان حدود ۲۱kN/m بود (p = ۰/۰۰۱) که پس از نرمال‌سازی برای زنان ۰/۲۵kN/m/kg و برای مردان ۰/۲۶kN/m/kg به دست آمد (p = ۰/۲۹۰). نکته‌ی مهمی که باید به آن اشاره شود، نحوه‌ی نرمال‌سازی سفتی پا است. مطالعات مختلف برای نرمال کردن این متغیر، آن را بر وزن با توان‌های ۰/۳۳، ۰/۶۷ یا یک تقسیم نموده‌اند (۳۳،۳۲،۵). مبنای نرمال‌سازی سفتی، مطالعه‌ای است

که فارلی و همکاران در سال ۱۹۹۳ روی چندین گونه از پیستانداران با دامنه‌ی وزنی حدود ۰/۱ تا ۱۳۵ کیلوگرم انجام داده‌اند (۳۲). این که آیا در محدوده‌ی وزنی بسیار کوچک‌تر نیز این رابطه وجود داشته باشد جای تردید دارد. در پژوهش حاضر این رابطه در مورد کل آزمودنی‌ها مشاهده شد اما به طور تفکیکی در آزمودنی‌های مرد برخلاف آزمودنی‌های زن به لحاظ آماری معنادار نبود (جدول ۲). البته با توجه به پایین بودن توان آزمون در آزمون‌های تفکیکی، در مورد عدم ارتباط دو متغیر نمی‌توان اظهار نظر قطعی نمود.

جدول ۲- نتایج آزمون همبستگی بین سفتی پا و وزن آزمودنی‌ها

مقدار p	ضریب همبستگی	تعداد	گروه
۰/۰۰۰	۰/۷۵	۲۵	همه‌ی آزمودنی‌ها
۰/۰۴۷	۰/۵۶	۱۳	گروه زنان
۰/۱۱۱	۰/۴۸	۱۲	گروه مردان

بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر، مقایسه‌ی سفتی پا در اجرای آزمون هایپینگ، بین زنان و مردان ورزشکار بود. گروه زنان نسبت به مردان میانگین سفتی پای کم‌تری داشتند درحالی‌که سفتی پای نرمال شده با وزن بین دو گروه تفاوت آماری معناداری نشان نداد. مقادیر به دست آمده برای سفتی پا، با نتایج مطالعات مشابه پیشین همخوانی دارد (۳۴،۵). البته باید در نظر داشت که روش دالیو در مقایسه با روش‌های دیگر، مقدار سفتی پا را کم‌تر برآورد می‌کند (۳۰،۲۷). مطالعاتی که به تعیین رابطه‌ی سفتی پا در هایپینگ با عملکرد ورزشی پرداخته‌اند، اغلب قابلیت ورزشکار در دوی سرعت را مورد بررسی قرار داده‌اند که یک حرکت عمدتاً افقی است (۳۶،۳۵). در این پژوهش‌ها متغیر سفتی پا بدون نرمال‌سازی لحاظ شده است. مطالعات حوزه‌ی آسیب‌شناسی، اغلب به آسیب ACL پرداخته‌اند (۳۷،۳۴،۱۵،۵). خطر این آسیب حین حرکاتی مانند فرود و مانور برش (cutting maneuver) که همراه با تحمل وزن در راستای عمودی هستند، به اوج خود می‌رسد. بنابراین در این حوزه، از سفتی پای نرمال شده با وزن استفاده شده است. در پژوهش حاضر نیز برای تفسیر نتایج، چنین رویکردی دنبال می‌شود.

میانگین سفتی پای آزمودنی‌های زن ۷۲ درصد میانگین سفتی پای آزمودنی‌های مرد بود که تفاوت معنادار بین دو گروه را نشان می‌دهد. چندین پژوهش ارتباط مستقیم بین سفتی پا و قابلیت اجرای دوی سرعت را گزارش نموده‌اند (۳۶،۳۵،۱۴). در توجیه این یافته‌ها معمولاً به انتقال سریع نیرو در مرحله‌ی استقرار (stance) دوییدن و کاهش زمان تماس با زمین در آزمودنی‌های با سفتی پای بیشتر اشاره می‌شود (۱۴). بنابراین کمتر بودن K در گروه زنان نسبت به مردان، می‌تواند یکی از دلایل ضعیف‌تر بودن عملکرد آنان در اجراهای ورزشی مبتنی بر سرعت باشد.

میانگین وزن زنان شرکت کننده در این تحقیق ۷۷ درصد مردان بود و متغیر K_n بین دو گروه آزمودنی تفاوت معناداری نشان نداد. سفتی مفاصل زانو و مچ پا و ساختارهای تشکیل دهنده‌ی این مفاصل تنظیم کننده‌های اصلی سفتی پا در هایپینگ هستند (۳۸). نتایج تحقیقات صورت گرفته روی عضلات و تاندون‌های اکستنسورهای زانو و پلانترافلکسورهای مچ پا (آزمایش‌های زنجیره باز و در حالت فعال)، نشان می‌دهد که سفتی این زیرساخت‌ها در زنان حدود ۵۵ تا ۶۵ درصد مردان است (۳۹،۱۹). در حالت عادی، این نسبت باید در سطوح بالاتر عملکرد نیز مشاهده شود که این‌گونه نشد. به نظر

ارتباط تنگاتنگی با سفتی دارد که به نظر می‌رسد در زنان به خوبی مردان تنظیم نمی‌شود.

سفتی پا می‌تواند به عنوان یکی از عوامل موثر بر ضعیف‌تر بودن اجراهای سرعتی زنان ورزشکار در حرکات افقی و همچنین به عنوان یکی از عوامل موثر بر بالاتر بودن خطر وقوع آسیب‌هایی مانند آسیب ACL در حرکات عمودی به حساب آید. تحقیقات پیشین اثرگذاری تمرینات مختلف بر مقدار سفتی پا و همچنین سفتی زیرساخت‌های تاندونی، عضلانی و مفصلی را نشان داده‌اند (۱۰، ۳۷، ۴۴، ۴۳). انتخاب تمرینات مناسب برای تغییر دادن سفتی، می‌تواند در بهبود عملکرد و کاهش خطر آسیب زنان موثر باشد. با توجه به چند مفصله بودن اغلب حرکات انسان، محاسبه و مطالعه‌ی همزمان سفتی پا و سفتی مفاصل اندام تحتانی و بررسی تعامل بین آن‌ها می‌تواند به کامل‌تر شدن دانش در این حوزه کمک کند.

قدردانی

این مقاله بخشی از پایان‌نامه‌ی کارشناسی ارشد است که پروپوزال روند اجرا و مسائل اخلاقی آن در گروه فیزیولوژی ورزشی دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تهران مورد بررسی قرار گرفته و به شماره‌ی ۴۰-۱۰/۳/۱۳۹۳ ثبت گردیده است. متن کامل پایان‌نامه به شماره ۳۷۵۷۸ در کتابخانه دانشکده تربیت بدنی و کتابخانه مرکزی دانشگاه تهران موجود است.

می‌رسد که آزمودنی‌های زن برای رسیدن به فرکانس کنترل شده‌ی ۲/۲ هرتز، استراتژی متفاوتی برای تنظیم K_n به کار می‌گیرند تا سفتی ذاتی کمتر زیرساخت‌های تاندونی، عضلانی و مفصلی خود را جبران کنند. از آنجایی که مقدار سفتی با سطح فعالیت عضلانی رابطه‌ی مستقیم دارد (۴۰)، بنابراین افزایش فعالیت عضلانی می‌تواند روش اتخاذ شده از سوی زنان برای افزایش سفتی پا حین هایپینگ باشد. پادوا و همکاران در سال ۲۰۰۵ نشان دادند که زنان در اجرای هایپینگ، فعالیت عضلات کوادریسپس و گاستروکنمیوس را بیش از مردان افزایش می‌دهند (۳۴). این افزایش فعالیت عضلات منجر به ترانسلیشن قدامی ساق پا و همچنین افزایش نسبت فعالیت کوادریسپس به همسترینگ می‌شود که از عوامل اصلی آسیب ACL به شمار می‌روند (۷). بنابراین، استراتژی خاص زنان برای جبران کم بودن سفتی ذاتی ساختارها و تنظیم K_n حین حرکت (به ویژه در حرکاتی مانند فرود یا مانور برش که شباهت‌هایی به هایپینگ دارند) می‌تواند توجیه‌کننده‌ی خطر بالاتر آسیب‌هایی مانند آسیب ACL باشد. باید در نظر داشت که در صورت عدم استفاده از این استراتژی، سفتی مورد نیاز برای ثبات دینامیک مفصل حین حرکت تامین نخواهد شد که ضعف عملکرد همراه با خطر آسیب را به دنبال دارد. در حقیقت دو اصل مهم جهت تامین ثبات مفاصل یعنی مقدار مناسب نیرو (نه کم نه زیاد) و زمانبندی مناسب آن (نه دیر نه زود) (۴۱، ۴۲)،

REFERENCES

1. Thibault V, Guillaume M, Berthelot G, El Helou N, Schaal K, Quinquis L, et al. Women and men in sport performance: the gender gap has not evolved since 1983. *J Sport Sci Med* 2010;9(2):214-223.
2. Perez-Gomez J, Rodriguez GV, Ara I, Olmedillas H, Chavarren J, González-Henriquez JJ, et al. Role of muscle mass on sprint performance: gender differences? *Eur J Appl Physiol* 2008;102(6):685-94.
3. Jones BH, Bovee MW, Harris JM, Cowan DN. Intrinsic risk factors for exercise-related injuries among male and female army trainees. *Am J Sport Med* 1993;21(5):705-10.
4. Messina DF, Farney WC, DeLee JC. The incidence of injury in Texas high school basketball a prospective study among male and female athletes. *Am J Sport Med* 1999;27(3):294-9.
5. Granata K, Padua D, Wilson S. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *J Electromyogr & Kines* 2002;12(2):127-35.
6. Gheidi N, Sadeghi H. ACL injury prevention program due to intrinsic and modifiable risk factors in female athletes. *Rehabil Med* 2014;3(3):89-108.[persian]
7. Farzaneh S, Daneshmandi H, Rajabi R, Mohammadpour S. Neuromuscular and biomechanical risk factors associated with ACL injury in female athletes. *Sci J Kurdistan Univ Med Sci* 2013;18(3):112-23.[persian]
8. 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 Sport Sci* 2012;30(13):1347-63.
9. Butler RJ, Crowell HP, Davis IMC. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clin Biomech* 2003;18(6):511-7.

10. Brazier J, Bishop C, Simons C, Antrobus M, Read PJ, Turner AN. Lower extremity stiffness: effects on performance and injury and implications for training. *Strength Cond J* 2014;36(5):103-12.
11. Baumgart F. Stiffness-an unknown world of mechanical science? *Injury* 2000;31(2):14-23.
12. Latash ML, Zatsiorsky VM. Joint stiffness: Myth or reality? *Hum Mov Sci* 1993;12(6):653-92.
13. Komi PV, Nicol C. Stretch-shortening cycle of muscle function. in: Komi PV, editor: *Neuromuscular aspects of sport performance*. Chichester: Wiley & Blackwell; 2010, 15-31.
14. 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):417-26.
15. Blackburn J, Bell D, Norcross M, Hudson J, Engstrom L. Comparison of hamstring neuromechanical properties between healthy males and females and the influence of musculotendinous stiffness. *J Electromyogr and Kines* 2009;19(5):e362-9.
16. Cavagna GA. Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exerc Sport Sci Rev* 1977;5(1):89-130.
17. Walshe A, Wilson G, Murphy A. The validity and reliability of a test of lower body musculotendinous stiffness. *Eur J Appl Physiol* 1996;73(3-4):332.
18. Maquirriain J. Leg stiffness changes in athletes with Achilles tendinopathy. *Int J Sport Med* 2012;33(7):567-71.
19. Granata KP, Wilson SE, Padua DA. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part I.: Quantification in controlled measurements of knee joint dynamics. *J Electromyogr and Kines* 2002;12(2):119-26.
20. Fukashiro S, Rob M, Ichinose Y, Kawakami Y, Fukunaga T. Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *Eur J Appl Physiol* 1995;71(6):555-7.
21. Pruyt EC, Watsford M, Murphy A. The relationship between lower-body stiffness and dynamic performance. *Appl Physiol Nutr Me* 2014;39(10):1144-50.
22. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures? *Eur J Appl Physiol* 2001;85(3):226-32.
23. Ditroilo M, Watsford M, Murphy A, De Vito G. Assessing musculo-articular stiffness using free oscillations: theory, measurement and analysis. *Sports Med* 2011;41(12):1019-32.
24. Rahimi M, Salavati M, Ebrahimi I, Mohammadi L. Evaluation of comparison of hamstring and rectus femoris muscles stiffness and peak torque between anterior knee pain patients and healthy subjects. *J Mod Rehabil* 2013;7(1):21-8.[persian]
25. Shadmehr A, Goudarzi H, Olyaei G, Talebian S, Faghieh zadeh S. Introduction of quick release movement in evaluation of immediate effect of passive stretch in terms of length and stiffness of shorted hamstrings. *J Mod Rehabil* 2008;2(1):46-53.[persian]
26. Hejazi SM, Shadmehr A, Olyaei G, Talebian S. Effect of 2 different jump types on vertical leg stiffness and performance parameters in healthy young women. *J Mod Rehabil* 2012;6(2):8-12.[persian]
27. Hobara H, Inoue K, Kobayashi Y, Ogata T. A comparison of computation methods for leg stiffness during hopping. *J Appl Biomech* 2014;30(1):154-9.
28. Riese S, Seyfarth A, Grimmer S. Linear center-of-mass dynamics emerge from non-linear leg-spring properties in human hopping. *J Biomech* 2013;46(13):2207-12.
29. Joseph CW, Bradshaw EJ, Kemp J, Clark RA. The interday reliability of ankle, knee, leg, and vertical musculoskeletal stiffness during hopping and overground running. *J Appl Biomech* 2013;29(4):386-94.
30. Dalleau G, Belli A, Viale F, Lacour J, Bourdin M. A simple method for field measurements of leg stiffness in hopping. *Int J Sports Med* 2004;25(3):170-6.
31. Cavagna G, Franzetti P, Heglund N, Willems P. The determinants of the step frequency in running, trotting and hopping in man and other vertebrates. *J Physiol* 1988;399(1):81-92.
32. Farley CT, Glasheen J, McMahon TA. Running springs: speed and animal size. *J Exp Biol* 1993;185(1):71-86.
33. Bojsen-Møller J, Magnusson SP, Rasmussen LR, Kjaer M, Aagaard P. Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *J Appl Physiol* 2005;99(3):986-94.
34. Padua DA, Carcia CR, Arnold BL, Granata KP. Gender differences in leg stiffness and stiffness recruitment strategy during two-legged hopping. *J Motor Behav* 2005;37(2):111-26.
35. Chelly SM, Denis C. Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Med Sci Sport Exer* 2001;33(2):326-33.
36. Bret C, Rahmani A, Dufour A, Messonnier L, Lacour J. Leg strength and stiffness as ability factors in 100 m sprint running. *J Sport Med Phys Fit* 2002;42(3):274-81.
37. Hobara H, Kato E, Kobayashi Y, Ogata T. Sex differences in relationship between passive ankle stiffness and leg stiffness during hopping. *J Biomech* 2012;45(16):2750-4.

38. Hobara H, Baum BS, Kwon H-J, Miller RH, Ogata T, Kim YH, et al. Amputee locomotion: Spring-like leg behavior and stiffness regulation using running-specific prostheses. *J Biomech* 2013;46(14):2483-9.
39. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Gender differences in the viscoelastic properties of tendon structures. *Eur J Appl Physiol* 2003;88(6):520-6.
40. Blackburn JT, Padua DA, Riemann BL, Guskiewicz KM. The relationships between active extensibility, and passive and active stiffness of the knee flexors. *J Electromyogr and Kines* 2004;14(6):683-91.
41. Lederman E. Neuromuscular rehabilitation in manual and physical therapies: principles to practice. London: Churchill Livingstone/Elsevier; 2010, 75-80.
42. McGill SM, Cholewicki J. Biomechanical basis for stability: an explanation to enhance clinical utility. *J Orthop Sport Phys* 2001;31(2):96-100.
43. Fouré A, Nordez A, Cornu C. Effects of eccentric training on mechanical properties of the plantar flexor muscle-tendon complex. *J Appl Physiol* 2013;114(5):523-37.
44. Morrissey D, Roskilly A, Twycross-Lewis R, Isinkaye T, Screen H, Woledge R, et al. The effect of eccentric and concentric calf muscle training on Achilles tendon stiffness. *Clin Rehabil* 2011;25(3):238-47.

Research Article

Comparing the leg stiffness in hopping test between female and male athletes

Ashrotaghi M¹, Shirzad E², Sadeghi H³

1- PhD Candidate of Sports Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

2- Assistant Professor, Department of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran

3- Full Professor, Department of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

Abstract

Background and Aim: Leg stiffness has recognized as a parameter related to sports performance and injury risk. The aim of the present study was to compare of leg stiffness during hopping test between female and male athletes.

Materials and Methods: Thirteen females and 12 males of the best Iranian racket-players participated in this study and performed the bilateral hopping test at a frequency of 2.2 Hz. The subjects' leg stiffness was measured and was normalized through dividing by their body weights. Independent samples t-test was used to compare the mean of research variables between the female and male groups.

Results: Leg stiffness in the females was significantly lower than the males ($p < 0.001$), however the body mass-normalized leg stiffness was not significantly different between two groups ($p = 0.290$).

Conclusion: The lower leg stiffness observed in the female athletes may be a factor justifying their weakness in speed-based performances during horizontal movements. Furthermore, non-significant difference in normalized leg stiffness between two groups may indicate using a risky strategy by the females in vertical movement to compensate for the less inherent stiffness of their tendinous and muscular structures. Choosing the proper training programs to change the leg stiffness, may be an effective method to enhance the performance and to decrease the injury risk.

Keywords: Leg stiffness, Female and male athletes, Sports performance, Injury risk

***Corresponding Author:** Mojtaba Ashrotaghi, Tehran, Mirdamad, End of Shahid Hesari St, Department of Physical Education and Sport Sciences of Kharazmi University

Email: mojtabaashr@yahoo.com