

رابطه بین سفتی پا و کارایی چرخه کشش-انقباض در اجرای پرش عمودی زنان ورزشکار

مجتبی عشرستاقی^۱، الهام شیرزاد^۲، احمد رضا عرشی^۳

۱. دانشجوی دکتری، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران*

۲. استادیار، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران

۳. دانشیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۰۲/۱۸

تاریخ دریافت: ۱۳۹۴/۰۵/۲۲

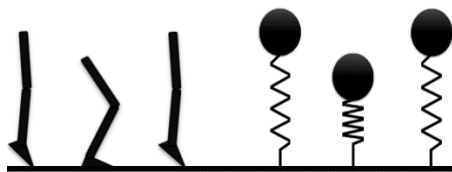
چکیده

سفتی پا پارامتر اصلی در مدل جرم-فنر برای حرکت انسان است و ارتباط آن با موفقیت در برخی از عملکردهای ورزشی نشان داده شده است. پژوهش حاضر با هدف تعیین ارتباط میان سفتی پا و کارایی چرخه کشش-انقباض در اجرای پرش‌های عمودی انجام شد. ۱۲ اسکواش‌باز زن نخبه (سن $22/8 \pm 5/9$ سال، وزن $60/62 \pm 3/37$ کیلوگرم، قد $1/65 \pm 0/06$ متر) داوطلب شرکت در این پژوهش شدند و آزمون هایپینگ با فرکانس $2/2$ هرتز و دو پرش عمودی اسکات جامپ و کانترموومنت جامپ را انجام دادند. سفتی پا از داده‌های آزمون هایپینگ به دست آمد و با وزن آزمودنی‌ها نرمال شد و اختلاف ارتفاع دو پرش به عنوان شاخص کارایی چرخه کشش-انقباض در نظر گرفته شد. سفتی پای نرمال با اختلاف ارتفاع پرش‌ها رابطه معنادار مثبت نشان داد. بر اساس این یافته، افزایش سفتی پا می‌تواند به بهبود کارایی چرخه کشش-انقباض در پرش عمودی و حرکات مشابه منجر شود.

واژگان کلیدی: سفتی پا، مدل جرم-فنر، چرخه کشش-انقباض، اسکات جامپ، کانترموومنت جامپ

مقدمه

سفتی^۱، مفهومی مکانیکی است که به مقاومت مواد کشسان در برابر تغییر شکل اشاره دارد (۱،۲). مواد کشسان مانند فنر بر اثر تغییر شکل، انرژی را ذخیره و بازتولید می‌کنند. ساختارهای اسکلتی عضلانی و مفصلی بدن موجودات زنده نیز در برابر بارگذاری، رفتارهای فرمانند بروز می‌دهند. به منظور کمی‌سازی این رفتار، مفهوم سفتی وارد حوزه علوم حرکتی انسان شد و در سطوح مختلف مورد استفاده قرار گرفت (۳). در پایین‌ترین سطوح، سفتی ساختارهایی مانند تاندون‌ها، عضلات و حتی یک تار عضلانی (۴،۵)، در سطوح میانه، سفتی یک مفصل و ساختارهای پیرامون آن (۲،۶) و در بالاترین سطوح، سفتی پا و سفتی عمودی (۷،۸) مورد مطالعه قرار گرفته است. سفتی پا بر مدل جرم-فنر مبتنی است که برخی حرکات انسان مانند دویدن و هاپینگ را توصیف می‌کند. بر اساس این مدل، حرکت کلی بدن در مرحله تماس (شامل خم کردن مفاصل اندام تحتانی و بازکردن آنها)، همانند فنری در نظر گرفته می‌شود که ابتدا فشرده و سپس آزاد می‌گردد (۹،۱۰) (شکل شماره یک). سفتی پا در حقیقت، سفتی این فنر است که ترکیبی از مقادیر سفتی یکایک عضلات، تاندون‌ها، رباط‌ها، غضروف‌ها و استخوان‌ها است (۷) و می‌تواند تحت تأثیر سطح فعالیت عضلانی، واکنش‌های عصبی و استراتژی فرد در اجرای حرکت قرار گیرد (۱۱). با وجود بحث‌ها و انتقاداتی که در مورد استفاده از این مفهوم فیزیکی در ساختارهای زنده مطرح شده است (۲)، یافتن شواهدی مبنی بر وجود ارتباط میان سفتی پا و عملکرد حرکتی انسان، علاقه پژوهشگران به این حوزه را در پی داشته است (۱۲).



شکل ۱- وضعیت اندام تحتانی و مدل جرم فنر بدن در مرحله تماس آزمون هاپینگ

تمامی حرکات انسان، اعم از حرکات ساده روزمره و عملکردهای پیچیده ورزشی، عاملی مشترک به نام نیرو دارند. عضله، موتور محرکه بدن انسان است که قابلیت انقباض و تولید نیرو دارد. از سوی

دیگر، خواص فرمانند عضلات و تاندون‌ها موجب ذخیره و بازتولید نیرو می‌شود و بر نحوه انتقال نیرو به سیستم اسکلتی نیز تأثیر می‌گذارد. در بیشتر فعالیت‌های ورزشی، به‌جای انقباض خالص عضلانی از چرخه کشش-انقباض (اس.اس.سی)^۱ استفاده می‌شود (۱۳). یعنی انقباض درونگرا بلافاصله پس از یک پیش‌کشش انجام می‌گیرد. با اجرای این عمل، خاصیت فرمانند عضلات و تاندون‌ها به کمک مکانیسم انقباض عضلانی می‌آید و عملکرد را در مقایسه با انقباض خالص درونگرا بهبود می‌بخشد.

رابطه سفتی پا با عملکرد حرکتی انسان، به طور معمول بر اساس تأثیر آن بر کارکرد اس.اس.سی و نحوه انتقال نیرو توجیه می‌شود. این رابطه به ظاهر ساده، در عمل بسیار پیچیده است. نورویومکانیکی بودن مفهوم سفتی در بدن انسان، غیرخطی بودن فنرها و سطوح و روش‌های گوناگون تعیین سفتی از یک سو و تفاوت‌های میان انواع حرکاتی که اس.اس.سی را درگیر می‌کنند از سوی دیگر، تضادها و تناقضات زیادی در نتایج پژوهش‌ها به وجود آورده و نتیجه‌گیری کلی از مطالعات پیشین را بسیار دشوار نموده است. بر اساس یکی از نظریات موجود، در اجرای حرکاتی مانند دوی سرعت که نیازمند کارکرد اس.اس.سی در حداقل زمان ممکن است، سفتی بیشتر مزیت محسوب می‌شود و در اجرای حرکاتی مانند پرش ارتفاع که در آن‌ها زمان مدنظر نیست، سفتی کمتر دارای مزیت است (۸). البته نتایج پژوهش‌ها این نظریه را به‌طور کامل تأیید نمی‌کند؛ به‌عنوان مثال، رابطه مثبت میان سفتی تاندون بازکننده‌های زانو با ارتفاع کانترموومنمنت جامپ^۲ (۱۴)، رابطه منفی میان سفتی تاندون بازکننده‌های زانو با سرعت دویدن (۱۵) و عدم ارتباط میان انواع سفتی با هر دو نوع این حرکات (۱۶-۱۸) گزارش شده است. به‌طور خاص، در مورد سفتی پا که مدنظر پژوهش حاضر است، برخی مطالعات به رابطه مثبت آن با حرکات درگیرکننده اس.اس.سی اشاره نموده‌اند (۱۹-۲۱) و برخی دیگر ارتباطی مشاهده نکردند (۱۷،۲۲). در یکی از مطالعات، عدم مشاهده ارتباط میان سفتی پا با چابکی زنان ورزشکار به پیچیدگی بالای آزمون چابکی و دخالت عوامل مداخله‌ای مانند کنترل و استراتژی‌های متفاوت آزمودنی‌ها در اجرای آزمون نسبت داده شد (۲۳). به نظر می‌رسد که برای اثبات و تحلیل رابطه میان سفتی پا و کارایی اس.اس.سی باید آزمون‌های ساده‌تر و عوامل مداخله‌گر کمتر را به کار گرفت. این پژوهش سعی می‌کند تا با استفاده از آزمون‌هایی معتبر، کاربردی و کنترل‌شده (آزمون هایپینگ با فرکانس ۲/۲ هرتز برای تعیین سفتی پا

1. Stretch-Shortening Cycle (SSC)
2. Countermovement Jump (CMJ)

و دو پرش عمودی اسکات جامپ^۱ و کانترموومننت جامپ برای تعیین کارایی اس.اس.سی)، رابطه مورد نظر را بررسی کند و نظریات موجود را به چالش بکشد. با توجه به تمرین پذیری سفتی (۲۴،۲۵)، دانستن میزان مناسب آن در اجرای حرکات ورزشی حائز اهمیت است و می‌تواند نکته‌ای مهم در طراحی برنامه‌های تمرینی ورزشکاران باشد (۲۱). با این مقدمه، هدف پژوهش حاضر تعیین ارتباط بین سفتی پا و کارایی چرخه کشش-انقباض در ورزشکاران است.

روش پژوهش

نمونه در دسترس این پژوهش، ۱۲ نفر از بهترین اسکواش‌بازان زن کشور (سن $22/8 \pm 5/9$ سال، وزن $60/62 \pm 3/37$ کیلوگرم، قد $1/65 \pm 0/06$ متر) بودند که به‌طور داوطلبانه در این پژوهش نیمه‌تجربی شرکت کردند. آزمودنی‌ها علاوه بر فرم رضایت‌نامه، یک پرسشنامه پزشکی را کامل کردند که عدم وجود آسیب اندام تحتانی، سابقه جراحی، آرتروز و اختلالات عصبی را در آن‌ها تأیید کرد. تمام مراحل اجرا به‌طور کامل برای هر آزمودنی توضیح داده شد. پس از انجام یک برنامه گرم‌کردن، شامل پنج دقیقه دویدن روی تردمیل و حرکات کششی و جهشی، آزمون‌های هاپینگ و پرش‌های عمودی به صورت زیر اجرا شد.

برای تعیین سفتی پا، از هر آزمودنی خواسته شد که عمل هاپینگ (پرش‌های عمودی متوالی) را به صورت جفت پا و با فرکانس جهش $2/2$ هرتز انجام دهد. دست‌های آزمودنی با 90° درجه خم کردن آرنج در کنار بدن قرار داشت، جهش‌ها به‌طور عمودی و فرودها با مفاصل کاملاً باز در همان نقطه جهش صورت گرفت. برای تنظیم فرکانس $2/2$ هرتز، از یک مترونوم دیجیتال استفاده شد که ضربانی با این فرکانس تولید می‌کرد. از آزمودنی خواسته شد که ضمن هماهنگ شدن با فرکانس مترونوم، عمل هاپینگ را با استراتژی ترجیحی خود انجام دهد. برای اطمینان از یادگیری این حرکت، آزمودنی مجاز بود پیش از اجرای اصلی به مقدار کافی تمرین کند. پا در مرحله تماس هاپینگ مانند یک فنر خطی رفتار می‌کند؛ بنابراین سفتی پا به عنوان نسبت نیروی بیشینه عکس‌العمل زمین (F_{max}) به مقدار جابجایی عمودی مرکز جرم در مرحله تماس (Δy) تعریف می‌شود (۹، ۱۰). یک روش غیرمستقیم نیز بر مبنای زمان تماس (t_c)، زمان پرواز (t_f) و جرم آزمودنی (m) برای تخمین سفتی پا (K) ارائه شده است (۲۶) که در این پژوهش مورد استفاده قرار گرفت (معادله ۱).

1. Squat Jump (SJ)

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

یک دور بین سرعت بالا آزمون را از نمای سهمی با فرکانس ۳۰۰ فریم در ثانیه ثبت کرد. از فیلم‌های ویدئویی برای تعیین زمان‌های تماس و پرواز استفاده شد. پارامترهای زمانی پنج جهش متوالی از ششمین تا دهمین جهش (از مجموع ۱۵ جهش) میانگین‌گیری شدند و همراه با جرم بدن در معادله یک جایگزین گشتند. سفتی پا معمولاً نسبت به جرم بدن نرمال می‌شود (۲۱،۲۷)؛ بنابراین متغیر سفتی پای نرمال (K_n) از تقسیم سفتی پا بر جرم آزمودنی به دست آمد.

برای تعیین میزان کارایی چرخه کشش-انقباض از هر آزمودنی خواسته شد که دو پرش عمودی اسکات جامپ و کانترموومننت جامپ را انجام دهد. در آزمون اسکات جامپ ابتدا آزمودنی به حالت اسکات با زاویه زانوی تقریبی ۹۰ درجه قرار می‌گرفت و با اعمال یک نیروی ناگهانی با حداکثر توان به سمت بالا می‌پرد. آزمون کانترموومننت جامپ از وضعیت ایستاده شروع می‌شد و با حرکت رو به پایین بدن و بلافاصله در پی آن جهش به سمت بالا اجرا شد. در هر دو پرش، فرود با اکستنشن کامل و در همان نقطه شروع صورت گرفت. همچنین دست‌ها با آرنج ۹۰ درجه، در کنار بدن ورزشکار قرار داشتند تا اثرگذاریشان بر عملکرد کم شود و شرایط آزمون‌های هاپینگ و پرش مشابه باشد. هر آزمودنی دو اجرای صحیح برای هر یک از پرش‌ها انجام داد و پرش بلندتر برای تحلیل در نظر گرفته شد. پرش‌ها از نمای سهمی با فرکانس ۳۰۰ فریم در ثانیه فیلم‌برداری شدند. تصاویر ثبت‌شده وارد نرم‌افزار آنالیز حرکت شد و میزان صعود نشانگری که روی مفصل ران ورزشکار نصب شده بود، از حالت ایستاده روی زمین تا رسیدن به اوج پرش، به عنوان ارتفاع هریک از پرش‌ها، در نظر گرفته شد. به طور معمول ارتفاع کانترموومننت جامپ (که در اجرای آن از چرخه کشش-انقباض استفاده می‌شود) بیشتر از ارتفاع اسکات جامپ (که با انقباض خالص درونگرا بازکننده‌های اندام تحتانی صورت می‌پذیرد) است. اختلاف ارتفاع این دو پرش به عنوان معیاری از کارایی اس.اس.سی در نظر گرفته می‌شود. برخی مطالعات اختلاف مطلق دو پرش (۱۴) و برخی دیگر اختلاف نسبی (۱۶) آن‌ها را لحاظ کرده‌اند. در پژوهش حاضر هر دو معیار مطلق (d) و نسبی (d_r) محاسبه شد (معادله دو و معادله سه). در این دو معادله، CMJ و SJ به ترتیب ارتفاع کانترموومننت جامپ و اسکات جامپ هستند.

$$d = CMJ - SJ$$

معادله دو

$$d_r = [(CMJ - SJ) / SJ] * 100 \quad \text{معادله سه}$$

با پیگیری روند بیان شده، شش متغیر یعنی سفتی پا، سفتی پای نرمال، اسکات جامپ، کانترموومننت جامپ، اختلاف ارتفاع مطلق و ارتفاع نسبی به دست آمد. به منظور ارزیابی روابط بین سفتی پا و عملکرد اس.اس.سی، ضرایب همبستگی‌های پیرسون محاسبه شدند. سطح معناداری آماری $P < 0/05$ تعیین شد.

نتایج

نتایج آزمون‌های اجرا شده در جدول یک مشاهده می‌شود. میانگین فرکانس هایپینگ ۲/۲۱ هرتز بود که نشان می‌دهد آزمودنی‌ها به‌طور مناسبی با صدای مترونوم هماهنگ شدند. با جایگذاری پارامترهای زمانی و جرم آزمودنی‌ها در معادله یک، میانگین سفتی پا و سفتی پای نرمال به ترتیب ۱۵/۴۸ کیلونیوتن بر متر و ۰/۲۵ کیلونیوتن بر متر بر کیلوگرم به دست آمد. ارتفاع پرش‌ها نیز تعیین شد که مطابق انتظار برای کانترموومننت جامپ بیشتر از اسکات جامپ بود. میانگین این اختلاف حدود ۳/۵ سانتی‌متر بود؛ به عبارت دیگر آزمودنی‌ها در اجرای کانترموومننت جامپ توانستند حدود ۱۰ درصد بر ارتفاع اسکات جامپ بیفزایند.

جدول ۱- مقادیر میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای آزمون‌های هایپینگ و پرش‌های عمودی

متغیرها (واحد)	میانگین و انحراف استاندارد
جرم (کیلوگرم)	۶۱/۷ ± ۵/۵
زمان تماس (ثانیه)	۰/۲۸ ± ۰/۰۳
زمان پرواز (ثانیه)	۰/۱۷ ± ۰/۰۳
فرکانس (هرتز)	۲/۲۱ ± ۰/۰۲
سفتی پا (کیلونیوتن بر متر)	۱۵/۴۸ ± ۲/۴۹
سفتی پای نرمال (کیلونیوتن بر متر بر کیلوگرم)	۰/۲۵ ± ۰/۰۳
اسکات جامپ (سانتیمتر)	۳۴/۱ ± ۶/۲
کانترموومننت جامپ (سانتیمتر)	۳۷/۶ ± ۷/۷
اختلاف ارتفاع مطلق (سانتیمتر)	۳/۵ ± ۳/۱
اختلاف ارتفاع نسبی (درصد)	۱۰/۱ ± ۸/۸

جدول شماره دو نتایج آزمون همبستگی را نشان می‌دهد. رابطه سفتی پا با سفتی پای نرمال و همچنین رابطه اختلاف ارتفاع مطلق با اختلاف ارتفاع نسبی قابل انتظار بود؛ با این حال بررسی سایر ضرایب همبستگی نشان می‌دهد که نرمال‌سازی سفتی پا و استفاده از معیار مطلق یا نسبی اختلاف ارتفاع پرش‌ها بر میزان ضرایب همبستگی تأثیر می‌گذارد. چنان‌که مشاهده می‌شود، سفتی پا با هیچ‌یک از متغیرهای آزمون پرش‌ها رابطه آماری معناداری نشان نداد اما سفتی پای نرمال با اختلاف پرش‌ها (چه اختلاف نسبی و چه اختلاف مطلق) ارتباط معنادار مثبت داشت. یافته جالب دیگر، عدم ارتباط اسکات جامپ با اختلاف پرش‌ها و رابطه معنادار مثبت کانترموومننت جامپ با اختلاف مطلق پرش‌ها است.

جدول ۲- ضرایب همبستگی بین متغیرهای پژوهش

متغیرها	سفتی پا	سفتی پای نرمال	اسکات جامپ	کانترموومننت جامپ	اختلاف ارتفاع مطلق	اختلاف ارتفاع نسبی
سفتی پا	۱	۰/۸۲*	۰/۲۷	۰/۴۰	۰/۴۴	۰/۳۶
سفتی پای نرمال		۱	۰/۱۵	۰/۴۱	۰/۷۰*	۰/۶۶*
اسکات جامپ			۱	۰/۹۲*	۰/۲۸	۰/۰۴
کانترموومننت جامپ				۱	۰/۶۳*	۰/۴۳
اختلاف ارتفاع مطلق					۱	۰/۹۷*
اختلاف ارتفاع نسبی						۱

* معناداری در سطح ۰/۰۵

بحث و نتیجه‌گیری

هدف اصلی این پژوهش تعیین ارتباط میان سفتی پا و کارایی چرخه کشش-انقباض بود. در این راستا از آزمون هاپینگ با فرکانس ۲/۲ هرتز برای محاسبه سفتی پا استفاده شد و اختلاف ارتفاع میان اسکات جامپ و کانترموومننت جامپ نیز به عنوان شاخص کارایی اس.اس.سی مد نظر قرار گرفت. بر اساس نتایج، سفتی پای نرمال با اختلاف ارتفاع پرش‌ها ارتباط معنادار مثبت داشت، اما با ارتفاع دو پرش اجراشده، رابطه معناداری نشان نداد.

بحث در مورد یافته‌ها از تحلیل روابط میان متغیرهای آزمون پرش آغاز می‌شود. رابطه معنادار مثبت قوی بین دو پرش ($r=0/92$) نشان‌گر نیاز مشترک دو پرش به انقباض درونگرا با قدرت بالا است. میانگین ارتفاع کانترموومنت جامپ بیش از ارتفاع اسکات جامپ بود. بر اساس نظریه موجود، بهبود عملکرد ناشی از به‌کارگیری اس.اس.سی نسبت به انقباض خالص درونگرا به دو عامل نسبت داده می‌شود. حدود ۷۰ درصد این بهبود ناشی از ذخیره و بازتولید انرژی در ساختارهای کشسان تاندونی و عضلانی است و حدود ۳۰ درصد به عوامل عصبی و مکانیسم بازتاب کشش نسبت داده می‌شود (۲۸). عدم ارتباط اسکات جامپ با اختلاف پرش‌ها نشان می‌دهد که برخورداری از توان بالا در انقباض درونگرا، کارایی ساختارهای کشسان و مکانیسم بازتاب کشش را تضمین نمی‌کند. ردیف دوم جدول ضرایب همبستگی (جدول شماره دو) میزان ارتباط متغیر سفتی پای نرمال را با متغیرهای آزمون پرش نشان می‌دهد. بررسی ضرایب نشان می‌دهد که سفتی پای نرمال تقریباً مستقل از قدرت انقباض درونگرا ($r=0/15$ با اسکات جامپ) است، رابطه آماری معناداری با کانترموومنت جامپ ندارد ($r=0/41$) ولی با کارایی اس.اس.سی ارتباط دارد ($r=0/66$ و $0/70$) با اختلاف ارتفاع مطلق و نسبی). به نظر می‌رسد که رابطه سفتی پا با عملکرد ورزشی، گاه در میان عوامل مداخله‌گری مانند استراتژی آزمودنی‌ها در اجرای آزمون‌های پیچیده چابکی یا دوی سرعت گم می‌شود. حتی در حرکتی ساده‌تر مانند کانترموومنت جامپ نیز ممکن است نیاز به حذف تأثیر انقباض خالص درونگرا باشد تا رابطه سفتی با عملکرد پررنگ گردد.

هیچ پژوهشی یافت نشد که در دو سوی رابطه مانند پژوهش حاضر از سفتی پا و اختلاف عملکرد پرش‌های عمودی کانترموومنت جامپ و اسکات جامپ استفاده کرده باشد؛ بنابراین از پژوهش‌های مشابه برای مقایسه استفاده می‌شود. برای تحلیل و مقایسه نتایج حاصل از این پژوهش با مجموعه مطالعاتی که به تعیین ارتباط سفتی و عملکردهای درگیرکننده اس.اس.سی پرداخته‌اند، باید به نوع سفتی (سفتی پا، سفتی مفصل، سفتی تاندون و ...) و نوع عملکرد مورد نظر (پرش، دوی سرعت، دوچرخه‌سواری سرعت، چابکی و ...) توجه نمود. مطالعات مشابه پیشین رابطه سفتی و عملکرد ورزشی را مثبت، منفی یا غیرمعنادار گزارش نموده‌اند. همان‌طور که در بخش مقدمه اشاره شد، روند ثابتی بر نوع رابطه‌های به‌دست‌آمده حاکم نیست و حتی در مطالعاتی که از نظر نوع سفتی و عملکرد مشابه بودند نیز تناقض دیده می‌شود. با این حال حصول هر نوع رابطه، توجیهاتی را از سوی محققین به دنبال داشته است. رابطه مستقیم میان سفتی و عملکرد به طور غالب به میزان سرعت گسترش نیرو نسبت داده شده است. واحد تاندونی عضلانی سفت‌تر سرعت گسترش نیرو را بالا می‌برد که این امر به رویدادهایی کمک می‌کند که نیازمند به‌کارگیری نیروی بیشینه در دوره

زمانی بسیار کوتاه هستند (مانند مرحله تماس در دوی سرعت). در نتیجه، این نوع ارتباط اغلب در مطالعاتی دیده می‌شود که عملکردهایی مانند دوی سرعت را مد نظر قرار داده‌اند (۲۱-۱۴،۱۹). ارتباط معکوس میان سفتی و عملکرد به ذخیره و بازتولید بهتر انرژی کشسانی در ساختارهای با سفتی کمتر نسبت داده شده است. این نوع ارتباط اغلب در مطالعاتی دیده می‌شود که با استفاده از اولتراسونوگرافی، سفتی تاندون را مورد بررسی قرار داده‌اند (۱۸،۱۶،۱۵). در مورد عدم معناداری این ارتباط نیز به خنثی شدن دو مزیت مذکور، یعنی میزان بهره‌گیری از انرژی کشسانی و میزان سرعت گسترش نیرو، اشاره دارد. ارتباط غیرمعنادار در مطالعات بهره‌گرفته از انواع مختلف سفتی و عملکرد دیده می‌شود (۲۹،۲۲،۱۸،۱۷،۱۴). در هر سه مورد، مثال‌های نقض وجود دارد که مانع از پذیرش قطعی قواعد بیان شده می‌گردد.

با وجود تناقضات موجود بین مطالعات، دو نکته از مجموعه مطالعات قابل استخراج است: اول آنکه در هیچ‌یک از مطالعات پیشین ارتباط میان سفتی پا با عملکردهای درگیرکننده اس.اس.سی، منفی نبوده است که این موضوع از یافته‌های پژوهش حاضر حمایت می‌کند. بر این اساس می‌توان رابطه مستقیم به دست آمده بین سفتی پا و اختلاف پرش‌ها را به سرعت بیشتر گسترش نیرو در ساختارهای سفت نسبت داد. از سوی دیگر در هیچ مطالعه‌ای ارتباط سفتی با اختلاف پرش‌های عمودی مثبت گزارش نشده است که این مسئله با نتایج این پژوهش همسو نیست. همان‌طور که پیش‌ازاین بیان شد، رابطه منفی در پژوهش‌های پیشین به ضعف ساختارهای آناتومیک سفت در بهره‌گیری از انرژی کشسانی نسبت داده شده است که جای بحث دارد. به لحاظ مکانیکی این موضوع محرز است که فنر سفت نه تنها در ذخیره و بازتولید انرژی، قابلیت کمتری از فنر با سفتی کمتر ندارد، بلکه در تغییر طول برابر، انرژی بیشتری را نیز ذخیره می‌کند. تنها در صورتی می‌توان فنر با سفتی کمتر را دارای مزیت دانست که سفتی بیش‌ازحد، محدودکننده دامنه حرکتی مفصل و مانع از کشیده شدن فنر باشد. اولاً در اجرای کانترموومننت جامپ، مفاصل اندام تحتانی تقریباً تا نیمی از دامنه حرکتی خود خم می‌شوند و بنابراین آزمودنی‌ها از حداکثر تغییر طول ساختارهای کشسان خود استفاده نمی‌کنند. در ثانی با توجه به این که سفتی با انعطاف معادل نیست (۳۰)، ممکن است بافتی سفت، انعطاف بیشتری از بافتی با سفتی کمتر داشته باشد. با توجه به قانون هوک برای فنرهای خطی^۱ چنین بافتی هم از نظر ضریب سفتی و هم از نظر تغییر طول در ذخیره نیرو دارای مزیت است. علت دیگری که به عنوان مشکل سفتی زیاد بیان شده این است که تاندون سفت در فاز

1. Hook law: $F = K.X$

درونگرا اس.اس.سی سرعت کوتاه شدن زیادی دارد و این می‌تواند بر انقباض تارهای عضلانی تأثیر منفی گذاشته و انقباض را تقریباً ایزومتریک کند (۱۸). با این حال به نظر می‌رسد که در صورت هم‌فاز بودن کوتاه شدن تاندون و انقباض عضله، باز هم سفتی بیشتر می‌تواند به عنوان یک مزیت تلقی شود. با توجه به سرعت بالای اجرای فاز درونگرا در کانترموومننت جامپ این هم‌فاز شدن دور از ذهن نیست.

صرف نظر از تفاوت میان آزمودنی‌ها و دلایلی که این پژوهش و مطالعات دیگر برای توجیه نتایج ارائه می‌دهند، به نظر می‌رسد تفاوت انواع سفتی و سطوح مختلف محتمل‌ترین علت برای این ناهمخوانی‌ها است. فنر خطی موجود در مدل جرم-فنر (شکل شماره یک) در حقیقت معادل سه فنر پیچشی برای مفاصل مچ، زانو و ران است؛ بنابراین سفتی پا باید ترکیبی از سفتی این مفاصل باشد. سفتی هر یک از مفاصل نیز به نوبه خود برآیند سفتی ساختارهای تاندونی، عضلانی و اسکلتی آن مفصل است. در نگاه اول به نظر می‌رسد که تمامی سطوح سفتی باید همسو با هم باشند، اما این‌طور نیست و مطالعات پیشین ارتباط میان سطوح مختلف سفتی را تأیید نمی‌کنند (۱۸،۳۱). نتایج پژوهش‌ها نشان می‌دهد که اثر سفتی مفاصل بر سفتی پا یکسان نیست و به نوع حرکت بستگی دارد. برای مثال در هاپینگ با فرکانس ۲/۲ هرتز، مفصل مچ پا و در هاپینگ با ارتفاع بیشینه، مفصل زانو به عنوان تنظیم‌کننده اصلی معرفی شده‌اند (۳۲،۳۳) تأثیرات متفاوت و احياناً متضاد سفتی مفاصل بر سفتی پا می‌تواند پاسخگوی برخی از تناقضات باشد. بررسی همزمان ارتباط سفتی پا و سفتی مفاصل با عملکرد ورزشی می‌تواند به روشن شدن ابهامات موجود کمک کند.

تا پیش از اجرای این پژوهش، حاصل تلاش پژوهشگران در این زمینه طراحی چندین آزمون برای تعیین سفتی و کمی‌سازی خواص کشسانی بدن انسان و ارائه چند نظریه در مورد ارتباط سفتی با برخی عملکردهای ورزشی بود. پژوهش حاضر برای نخستین بار رابطه مستقیم میان سفتی پا و کارایی چرخه کشش-انقباض در پرش‌های عمودی را نشان داد و ضمن توجیه این یافته، نظریات موجود را مورد نقد قرار داد. با استناد به نتایج به دست آمده، افزایش سفتی پا می‌تواند به بهبود کارایی اس.اس.سی در حرکاتی نظیر کانترموومننت جامپ منجر شود.

منابع

1. Baumgart F. Stiffness-an unknown world of mechanical science? Injury. 2000; 31(2):14-23.
2. Latash ML, Zatsiorsky VM. Joint stiffness: Myth or reality? Hum Movement Sci. 1993; 12(6):653-92.

3. Brughelli M, Cronin J. Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness: modelling and recommendations for future research. *Sports Med.* 2008; 38(8):647-57.
4. Proske U, Morgan D. Tendon stiffness: methods of measurement and significance for the control of movement. A review. *J Biomech.* 1987; 20(1):75-82.
5. Fukashiro S, Hay C, Nagano A. Biomechanical behavior of muscle-tendon complex during dynamic human movements. *J Appl Biomech.* 2006; 22(2):131-47.
6. 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.
7. Butler RJ, Crowell HP, Davis IMC. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clin Biomech.* 2003; 18(6):511-7.
8. 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.
9. Blickhan R. The spring-mass model for running and hopping. *J Biomech.* 1989; 22(11):1217-27.
10. McMahon TA, Cheng GC. The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *J Biomech.* 1990; 23:65-78.
11. Padua DA, Carcia CR, Arnold BL, Granata KP. Gender differences in leg stiffness and stiffness recruitment strategy during two-legged hopping. *J Mot Behav.* 2005; 37(2):111-26.
12. 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.
13. Komi PV, Nicol C. Stretch-shortening cycle of muscle function. *Neuromuscular aspects of sport performance*, 1st edn Wiley-Blackwell, Chichester. 2010:15-31.
14. 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.
15. Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiol Scand.* 2000; 168(2):327-35.
16. Walshe A, Wilson G, Murphy A. The validity and reliability of a test of lower body musculotendinous stiffness. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1996; 73(3-4):332.
17. Morin JB, Jeannin T, Chevallier B, Belli A. Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-induced changes. *Int J Sports Med.* 2006; 27(2):158-65.
18. Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T. Influences of tendon stiffness, joint stiffness, and electromyographic activity on jump performances using single joint. *Eur J Appl Physiol.* 2007; 99(3):235-43.
19. Chelly SM, Denis C. Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Med Sci Sports Exerc.* 2001; 33(2):326-33.
20. Bret C, Rahmani A, Dufour A, Messonnier L, Lacour J. Leg strength and stiffness as ability factors in 100 m sprint running. *J Sports Med Phys Fitness.* 2002; 42(3): 274-

81.

21. Hobara H, Tominaga S, Umezawa S, Iwashita K, Okino A, Saito T, et al. Leg stiffness and sprint ability in amputee sprinters. *J Prosthet Orthot Int.* 2012; 36(3): 312-7.
22. Pruyn EC, Watsford M, Murphy A. The relationship between lower-body stiffness and dynamic performance. *Appl Physiol Nutr Me.* 2014; 39(10):1144-50.
23. Shirzad E, Ravasi, A. A, Ashrotaghi, M. [Correlation between lower body stiffness and agility in racket-players]. *Research in Sport Medicine & Technology.* (In press): [Persian].
24. McMahon JJ, Comfort P, Pearson S. Lower Limb Stiffness: Effect on Performance and Training Considerations. *Strength Cond J.* 2012; 34(6): 94-101.
25. 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.
26. 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.
27. Hobara H, Kobayashi Y, Yoshida E, Mochimaru M. Leg stiffness of older and younger individuals over a range of hopping frequencies. *J Electromyogr and Kines.* 2015; 25(2): 305-9.
28. Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement.* 3, editor. USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2009.
29. Zajac FE. Muscle coordination of movement: a perspective. *J Biomech.* 1993; 26: 109-24.
30. Aquino CFd, Gonçalves GGP, Fonseca STd, Mancini MC. Analysis of the relation between flexibility and passive stiffness of the hamstrings. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte.* 2006; 12(4): 195-200.
31. Rabita G, Couturier A, Lambertz D. Influence of training background on the relationships between plantarflexor intrinsic stiffness and overall musculoskeletal stiffness during hopping. *Eur J Appl Physiol.* 2008; 103(2): 163-71.
32. Farley CT, Morgenroth DC. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *J Biomech.* 1999; 32(3): 267-73.
33. Hobara H, Muraoka T, Omuro K, Gomi K, Sakamoto M, Inoue K, et al. Knee stiffness is a major determinant of leg stiffness during maximal hopping. *J Biomech.* 2009; 42(11): 1768-71.

استناد به مقاله

عشرستاقی مجتبی، شیرزاد الهام، عرشی احمدرضا. رابطه بین سفتی پا و کارایی چرخه کشش-انقباض در اجرای پرش عمودی زنان ورزشکار. *مطالعات طب ورزشی.* پاییز و زمستان ۱۳۹۴؛ ۷(۱۸)، ۷۹-۹۰.

Ashrotaghi. M, Shirzad. E, Arshi, A.R. The relationship between leg stiffness and the stretch-shortening cycle efficiency during vertical jump in female athletes. Fall & Winter 2015 & 2016; 7 (18): 79-90. (Persian)

The relationship between leg stiffness and the stretch-shortening cycle efficiency during vertical jump in female athletes

M. Ashrotaghi¹, E. Shirzad², A. R. Arshi³

1. PhD student, Kharazmi University*
2. Assistant Professor, University of Tehran
3. Associate Professor, Amirkabir University of Technology

Received Date: 2015/08/13

Accepted Date: 2016/05/07

*Corresponding Author

Email: mojtabaashr@yahoo.com

Abstract

Leg stiffness is the main parameter in mass-spring model of human movement and its correlation to success of some sports performances has been previously presented. The current study was performed to determine the relationship between leg stiffness and stretch-shortening cycle efficiency during vertical jumps. 12 elite female squash players (age 22.8 ± 5.9 yrs, weight 60.62 ± 3.37 kg, height 165 ± 0.06 m) volunteered to the study and performed the hopping test at 2.2 Hz and two vertical jumps, squat jump and countermovement jump. Leg stiffness was measured using hopping test data and was normalized by body mass. Difference in jump height between two jumps was considered as the criterion of stretch-shortening cycle efficiency. Normalized leg stiffness showed positive significant correlation to difference in jump height. On the base of this result, enhancing the leg stiffness may improve the stretch-shortening cycle efficiency in vertical jump and the similar movements.

Keywords: Leg Stiffness, Mass-Spring Model, Stretch-Shortening Cycle, Squat Jump, Countermovement Jump
