

ارتباط ضرایب سفتی اندام تحتانی با چابکی در ورزشکاران راکتی

الهام شیرزاد^{*}، علی اصغر رواسی^{**}، مجتبی عیسی‌نژاد^{***}

^{*} استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران.

^{**} استاد فیزیولوژی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران.

^{***} دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی.

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۱/۹/۶

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۲/۳/۱۸

چکیده

سفتی، معیاری برای تعیین میزان خاصیت الاستیک بدن است و میزان بهینه آن برای الگوهای حرکتی مختلف متفاوت است. یکی از روش‌های محاسبه سفتی استفاده از مدل جرم-فنر است که کل پا را با یک فنر ساده خطی مدل می‌کند. هدف این مطالعه، محاسبه ضرایب سفتی اندام تحتانی و بررسی ارتباط آن با چابکی، به الگوی حرکتی غالب ورزش‌های راکتی، بود. ۱۲ نفر از ورزشکاران راکتی مرد سطح اول کشور با میانگین سن $25 \pm 3/7$ سال و میانگین وزن $80 \pm 7/4$ کیلوگرم داوطلبانه در این پژوهش مشارکت کردند. ضرایب سفتی پا و عمودی برای مشارکت‌کننده‌ها حین انجام دو حرکت دویدن روی تردمیل و پرش‌های عمودی متوالی محاسبه شدند و ارتباط آنها با زمان‌های به‌دست‌آمده در آزمون چابکی، با استفاده از روش آماری همبستگی پیرسون در سطح معناداری $0/05$ تحلیل شد. در این مطالعه ارتباط معناداری بین متغیرهای تحت مطالعه به دست نیامد که ممکن است به علت اثر متضاد سفتی مفاصل مچ و زانو بر عملکرد باشد. این موضوع نیازمند بررسی مجزای سفتی‌های مفاصل است.

واژه‌های کلیدی: خاصیت الاستیک بدن، سفتی، چابکی، مدل جرم-فنر.

Correlation between lower body stiffness and agility in racket-sports athlete

Shirzad, E^{*}., Ravasi, A.A^{**}., Ashrotaghi, M^{***}.

^{*} Assistant Professor, Sports Biomechanic, Faculty of Physical Education and Sport Sciences Tehran University, Iran.

^{**} Full Professor, Sports Physiology, Faculty of Physical Education and Sport Sciences Tehran University, Iran.

^{***} PhD Student, Sports Biomechanic, Faculty of Physical Education and Sport Sciences Kharazmi University, Iran.

Abstract

Stiffness is an index for determination of elastic properties of body and its optimum range is different in various motion patterns. The Spring-mass model is used for calculating stiffness. In this method, the whole leg is modeled with a linear simple spring. The aim of this study is determination of lower body stiffness and evaluation of its correlation with agility, as dominant motion pattern in racket sports. 12 national-level male racket-players (age: 25 ± 4 years & weight: 80 ± 7 kg) participated voluntarily in this study. Leg and vertical stiffness were measured during running on treadmill and hopping test. Pearson's correlation coefficients were used to examine the relationships between stiffness and agility test records. Statistical significance was set at $P < 0.05$. There wasn't significant correlation with agility in this study. The reason could be of the contrast influence of knee and ankle stiffness on performance. This problem requires separate evaluation of joint stiffness.

Keywords: Elastic Properties of Body, Stiffness, Agility, Spring-Mass Model

مقدمه

ساختارهای تشکیل دهنده بدن در برابر اعمال نیرو رفتار الاستیک دارند و به طور مکرر نیرو را ذخیره و بازتولید می کنند (۱). مفهوم سفتی^۱ که از قانون هوک در فیزیک گرفته شده است بیان می کند که نیروی لازم برای تغییر شکل یک جسم، با ثابت فنر و میزان تغییر شکل متناسب است (۲). ثابت فنر را سفتی نامیده اند و در بدن نماینده عکس العمل ساختارهای آناتومیکی از قبیل تاندون ها، لیگامنت ها، عضلات، غضروف ها و استخوان ها در برابر اعمال نیرو است (۳). سفتی در بخش های مختلف از جمله آموزش مدل های حرکت، ساخت مدل های انسانی، رباتیک و از طرف دیگر، احتمال وجود تأثیر آن بر اجرای موفقیت آمیز حرکات ورزشی و سنجش میزان خطر آسیب کاربرد دارد (۴). این دامنه ی وسیع کاربرد، موجب شده است در سال های اخیر علاقه فراوانی به تحقیق در این زمینه و محاسبه این ضرایب در حرکات مختلف به وجود آید (۲).

در حدود نیمی از انرژی لازم برای دویدن انسان از طریق انرژی ذخیره شده در عضلات و تاندون ها و مابقی از انقباض های عضلانی تأمین می شود (۵). سهم انرژی الاستیک در حرکت کانگورویی که با سرعت 30 km/h حرکت می کند در حدود دوسوم برآورد شده است. دیده شده است که حین افزایش سرعت حرکت کانگورو از 7 تا 22 km/h اکسیژن مصرفی تقریباً ثابت باقی می ماند که نشانه تغییر جزئی انقباض عضلانی است (۶). این یافته اثرگذاری بسیار خاصیت الاستیک بافت ها در تولید حرکت را به اثبات می رساند. با این حال، سازوکار این تأثیر کاملاً شناخته شده نیست (۷).

تمام حرکاتی که چرخه کشش-انقباض^۲ (SSC) در آنها درگیر می شود، خاصیت الاستیک بافت ها را به کار می گیرند (۴). با این حال، سفتی لازم، با توجه به شکل و ویژگی های هر حرکت، متفاوت است. مطالعات پیشین ارتباط میان سفتی اندام تحتانی و حرکاتی مثل راه رفتن، دویدن و پریدن را تعیین کرده اند. هرچند توافق کاملی میان یافته های پیشین وجود ندارد، به طور کلی می توان گفت در فعالیت هایی مثل دو سرعت، که بیشترین میزان تولید نیرو در کمترین زمان ممکن ضروری است، سفتی بیشتر، با افزایش دادن میزان گسترش نیرو^۳ (RFD)، عملکرد بهتر را نتیجه می دهد (۸-۱۰). از سوی دیگر، در حرکات هایی مثل پرش عمودی که فرصت کافی برای ذخیره حداکثر انرژی و بازتولید آن وجود دارد، سفتی زیاد مانع عملکرد مناسب چرخه کشش-انقباض می شود و پای با سفتی کمتر^۴ که قابلیت بیشتری برای ذخیره نیرو دارد، مزیت محسوب می شود (۱۱، ۱۲). این تفاوت ها، نیاز به تحقیق در باب میزان سفتی بهینه در ورزش ها و الگوهای حرکتی مختلف را برمی انگیزد. چابکی، الگوی حرکتی غالب در بسیاری از ورزش ها از جمله ورزش های راکتی است (۱۳). اطلاع از میزان سفتی مناسب برای رسیدن به بیشترین چابکی می تواند مربیان و ورزشکاران را در جهت اصلاح برنامه های تمرینی هدایت کند. این مطالعه به بررسی ارتباط سفتی اندام تحتانی با چابکی در ورزشکاران راکتی پرداخته است.

1. Stiffness
2. Stretch Shortening Cycle (SSC)

3. Rate of Force Development
4. Compliant Leg

روش‌شناسی

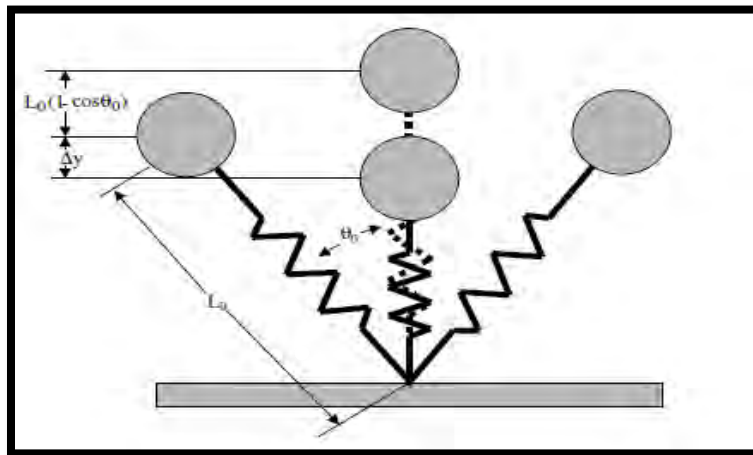
۱۲ نفر از ورزشکاران راکتی سطح اول کشور شامل ۹ بازیکن اسکواش و ۳ بازیکن بدمینتون با میانگین سن $25/2 \pm 3/7$ سال و میانگین وزن $80/1 \pm 7/4$ کیلوگرم و میانگین قد 180 ± 6 سانتی‌متر، داوطلبانه در این مطالعه مشارکت کردند. سفتی در مطالعات مختلف معیاری برای بیان رفتار الاستیک بدن به کار رفته است و از چندین روش محاسبه شده است. استفاده از مدل جرم-فنر، یکی از روش‌های محاسبه سفتی است که روایی و پایایی آن در مطالعات مختلف به تأیید رسیده است (۱۶-۱۴). در این روش، جرم کل بدن به شکل نقطه‌ای و متمرکز در مرکز جرم بدن در نظر گرفته می‌شود و خاصیت الاستیک پا، با یک فنر ساده خطی نشان داده می‌شود. به هنگام حرکات نوسانی، نیروهای وارد بر سیستم باعث تغییر طول فنر می‌شوند که این تغییر طول با میزان سفتی متناسب است. طبق تعریف، سفتی عمودی^۱ (K_{vert})، از تقسیم نیروی عکس‌العمل عمودی بیشینه زمین (GRF_{max}) بر جابه‌جایی عمودی مرکز جرم، و سفتی پا^۲ (K_{leg}) از تقسیم این نیرو بر تغییر طول پا (معادل با میزان فشردگی در مدل جرم-فنر) به دست می‌آید (۱۷). سفتی غالباً در حرکت دویدن و انواع پرش‌های عمودی تحت ارزیابی قرار می‌گیرد. در این تحقیق، سفتی پا و سفتی عمودی با استفاده از روش دالیو و مورین (۱۸، ۱۹) محاسبه شد. در این روش نیروی عمودی با یک موج سینوسی تقریب زده می‌شود و منجر کسر نیز از فرمول‌های فیزیکی به دست می‌آید. در معادله به دست آمده، نیرو و تغییر طول حذف می‌شود و به جای آنها زمان تماس (t_c)، زمان پرواز (t_f)، جرم کل بدن (m)، طول اولیه پا (L_0) و سرعت افقی مرکز جرم (V).

در این مطالعه، آزمودنی‌ها دو حرکت مختلف را برای ارزیابی ضرایب سفتی اجرا کردند. حرکت اول دویدن روی تردمیل بود. با توجه به وابستگی سفتی اندام تحتانی به سرعت دویدن، در این تحقیق سفتی در سرعت 20 km/h (معادل حدود $5/5 \text{ m/s}$) محاسبه شد. روش مورین و دالیو در این سرعت خطایی در حدود دو درصد دارد که میزان مناسبی است (۱۹). برای انجام این آزمون، ابتدا مشارکت‌کنندگان روی تردمیل قرار گرفتند و از سرعت ۵ تا 20 km/h ، به صورت افزایشی و سپس کاهش، به مدت پنج دقیقه عمل گرم کردن را انجام دادند. آزمودنی‌ها پس از سه دقیقه استراحت، دوباره روی تردمیل قرار گرفتند و به طور تدریجی به سرعت لازم آزمون یعنی 20 km/h رسیدند. یک دوربین سرعت بالا^۳ با فرکانس ۳۰۰ هرتز در سمت راست تردمیل قرار گرفت و حرکت اندام تحتانی ورزشکاران را در صفحه ساجیتال ثبت کرد. زمان تماس (t_c) یعنی مدت زمان بین برخورد اولیه پا با نوارگردان و لحظه جداشدن پنجه پا از سطح، و زمان پرواز (t_f) یعنی مدت زمان جداشدن پنجه یک پا از سطح تا لحظه برخورد پای دیگر، با میانگین‌گیری پارامترهای زمانی ۱۰ گام متوالی محاسبه شدند. با داشتن وزن و قد آزمودنی‌ها، ضرایب سفتی به دست آمدند. شکل ۱ مدل جرم-فنر دوبعدی را، که برای توصیف رفتار الاستیک پا در حرکت دویدن روی تردمیل ارائه شده است، نشان می‌دهد:

1. Vertical Stiffness

2. Leg Stiffness

3. CASIO - EXILIM



شکل ۱. مدل جرم فنر دوبعدی- در این شکل، L_0 طول اولیه پا، θ_0 زاویه حمله پا در لحظه برخورد پا با زمین و Δy جابه‌جایی عمودی مرکز جرم است (۳)

طول اولیه پا براساس جدول آنترپومتریکی وینتر و با داشتن قد آزمودنی‌ها (h)، از رابطه $L_0=0.53h$ به دست آمد (۱۹). با داشتن وزن آزمودنی‌ها و دیگر متغیرهای لازم، سفتی پا و سفتی عمودی با استفاده از رابطه‌های زیر به دست می‌آیند:

$$K_{\text{vert}} = F_{\text{max}} / \Delta y \quad \text{رابطه ۱}$$

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

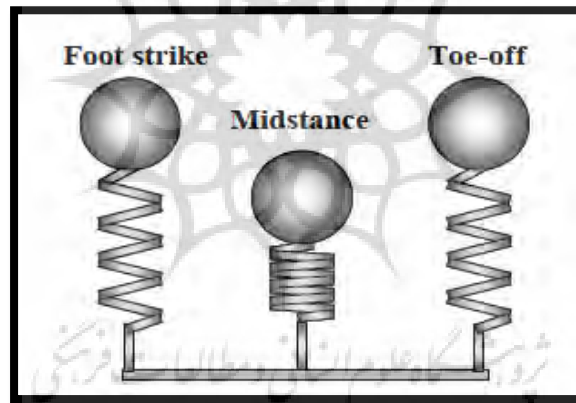
$$y = -(F_{\text{max}} \cdot t_c^2)/(m \pi^2) + g t_c^2/8 \quad \text{رابطه ۳}$$

$$K_{\text{leg}} = F_{\text{max}} \Delta L \quad \text{رابطه ۴}$$

$$\Delta L = L_0 - (L_0^2 - (V \cdot t_c/2)^2)^{1/2} + \Delta y \quad \text{رابطه ۵}$$

در حرکت دیگری که عموماً برای محاسبه ضرایب سفتی به کار می‌رود و در این مطالعه نیز به کار رفت، از آزمودنی‌ها خواسته شد که در محل مشخص شده قرار بگیرند و پی‌درپی به پرش‌های عمودی بپردازند. دوربین در جای مناسب قرار گرفت، به طوری که اندام تحتانی آزمودنی حین اجرای پرش‌های عمودی متوالی^۱ در محدوده دید دوربین بود. شرکت‌کننده‌ها، درحالی که سمت راست بدنشان رو به دوربین قرار داشت، با آهنگ صدایی که از یک مترونوم تولید می‌شد پرش‌ها را انجام می‌دادند. پیش از انجام این آزمون، طریقه صحیح اجرا به آزمودنی‌ها توضیح داده شد و برای سازگار شدن با فرکانس ۲/۲ Hz مترونوم که در این مطالعه مدنظر بود، از آزمودنی‌ها خواسته شد که به تمرین بپردازند و پس از یادگیری حرکت، اجرای اصلی را انجام دهند. زمان تماس پا با زمین، به استراتژی ترجیحی شرکت‌کننده‌ها وابسته بود و تلاش برای کم کردن یا زیاد کردن زمان تماس با زمین جزء برنامه نبود. در ارزیابی روش مورین و دالیو و مقایسه آن با روش مرجع (استفاده از سکوی نیرو^۲)، فرکانس‌های ۱/۸ تا ۳/۶ هرتز بررسی شده

بود که میزان خطا از $7/2-$ تا $6/9$ درصد متغیر بود (۱۸). بنابراین فرکانس حدود سه هرتز می‌توانست از لحاظ نزدیکی به روش مرجع بهترین انتخاب باشد. با این حال، با توجه به اینکه مقالات دیگری که مرجع مقایسه نتایج این تحقیق بودند از فرکانس $2/2$ هرتز استفاده کرده‌اند (۲۲-۲۰) و از طرف دیگر در فرکانس پایین‌تر میزان جابه‌جایی مرکز جرم و زمان تماس و پرواز، بیشتر و دقت تحلیل نتایج بالاتر است، در این تحقیق نیز از این فرکانس استفاده شد. ضمن اینکه در فرکانس‌های زیر $1/5$ هرتز حالت فنری بودن بروز داده نمی‌شود و فرکانس‌های بالای سه هرتز نیز باعث خارج شدن از حالت الاستیک می‌گردد (۱۶). آزمودنی‌ها در حدود ۱۰ ثانیه به اجرای آزمون پرداختند. در تحلیل فیلم‌ها، پس از حذف چند پرش اولیه که ورزشکار هنوز با ریتم متروном هماهنگ نشده بود، میانگین زمان‌های تماس و پرواز پنج پرش متوالی مدنظر قرار گرفت. از میان پنج پرش پرشی که به میانگین محاسبه شده نزدیک‌تر بود مدنظر گرفته شد. مدل جرم-فنر برای پرش‌های عمودی به صورت یک بعدی (شکل ۲) درمی‌آید. در این حرکت با توجه به صفر بودن سرعت افقی مرکز جرم، سفتی پا و سفتی عمودی با هم برابر می‌شوند که در این مطالعه K_{hop} نامیده شد و از رابطه ۱ به دست آمد.



شکل ۲. مدل جرم فنر یک بعدی (۲۰)

سومین بخش آزمایش، محاسبه میزان چابکی شرکت‌کنندگان بود. برای این منظور از یک آزمون چابکی ویژه اسکواش‌بازان^۱ که اعتبار آن را طراحان آزمون، سنجیده و تأیید کرده‌اند استفاده شد (۱۳). در این آزمون، مسیر حرکت شبیه به الگوی حرکتی ورزش‌هایی مثل اسکواش و بدمیتون طراحی شده است و بنابراین نسبت به آزمون‌های معمول چابکی، با ویژگی‌های حرکتی آزمودنی‌ها هماهنگی بیشتری داشت. ابتدا برای شرکت‌کنندگان، طریقه انجام و مسیر مورد نظر توضیح داده شد و پس از تمرین آشنایی با مسیر، هر شرکت‌کننده دو بار آزمایش

شد و زمان اجرا با استفاده از کرومومتر ثبت شد و زمان کمتر به منزله رکورد ورزشکار در آزمون چابکی در نظر گرفته شد.

پس از اجرای آزمون‌ها و تحلیل فیلم‌ها، ضرایب سفتی پا و سفتی عمودی در دویدن روی تردمیل (K_{leg} و K_{vert})، ضریب سفتی در پرش‌های عمودی متوالی (K_{hop}) و زمان آزمون چابکی به دست آمدند. ضرایب سفتی به دست آمده در این تحقیق با ضرایب به دست آمده در مطالعات مرجع، به طور توصیفی مقایسه شدند و ارتباط میان ضرایب سفتی با چابکی، از روش آماری همبستگی پیرسون در سطح معناداری ۰/۰۵ به دست آمد.

یافته‌ها

یافته‌های این مطالعه در دو بخش ارائه می‌شوند. در قسمت اول ضرایب به دست آمده در این تحقیق، در کنار نتایج مطالعات مرجع نشان داده می‌شوند. ضرایب به دست آمده در دویدن با ضرایبی که مورین و همکاران در سال ۲۰۰۵ به دست آوردند و ضرایب به دست آمده در پرش‌های عمودی با ضرایبی که دالیو و همکاران در سال ۲۰۰۴ ارائه کردند، در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱. توصیف داده‌های سفتی پا و سفتی عمودی در دویدن (kN/m)

متغیر	تعداد	دامنه تغییرات	مینیمم	ماکسیمم	میانگین	انحراف استاندارد
سفتی پا (K_{leg})	۱۲	۹/۳۵	۶/۸۶	۱۶/۲	۹/۸	۲/۳
سفتی پا (مورین)	۸				۹*	۲*
سفتی عمودی (K_{vert})	۱۲	۱۶/۹۱	۳۵/۰۷	۵۱/۹۸	۴۱/۷۵	۵/۳۷
سفتی عمودی (مورین)	۸				۴۰*	۵*
سفتی در پرش (K_{hop})	۱۲	۱۳/۹۲	۱۴/۹۷	۲۸/۸۹	۲۱/۲۵	۴/۶
سفتی در پرش (دالیو)	۸				۳۳/۴	۸/۵

* ضرایب مربوط به مطالعه مورین از نمودار ارائه شده در مقاله مورد نظر و به طور تقریبی استخراج شده‌اند.

میانگین رکورد آزمون چابکی شرکت‌کننده‌ها ۱۰/۸۰ ثانیه با انحراف استاندارد ۰/۴۷ ثانیه بود. بهترین و ضعیف‌ترین رکورد، به ترتیب ۱۰/۰۵ و ۱۱/۶۳ ثانیه ثبت شد. در قسمت دوم ارائه یافته‌ها، در جدول ۲ ارتباط میان ضرایب سفتی و چابکی ارائه می‌شود.

جدول ۲. نتایج آزمون‌های همبستگی بین سفتی و زمان آزمون چابکی

متغیرها	تعداد	ضریب همبستگی	سطح معناداری
سفتی پا و چابکی	۱۲	-۰/۰۶۷	۰/۸۳۷
سفتی عمودی و چابکی	۱۲	۰/۲۳	۰/۴۲۷
سفتی در پرش و چابکی	۱۲	-۰/۴۳۳	۰/۱۶

چنان‌که دیده می‌شود، میان هیچ‌یک از ضرایب سفتی و زمان آزمون چابکی ارتباط معناداری پیدا نشد.

بحث

هدف این مطالعه، سنجش ارتباط ضرایب سفتی اندام تحتانی با چابکی بود. مورین، سفتی پا و سفتی عمودی را در سرعت‌های مختلف محاسبه کرد. همان‌طور که در جدول ۱ دیده می‌شود، سفتی پا و سفتی عمودی مطالعه مرجع مورین، در سرعت $5/5\text{m/s}$ به نتایج این تحقیق بسیار نزدیک بوده است. در باب سفتی به‌دست‌آمده در پرش‌های عمودی نیز دالیو طیف گسترده‌ای از فرکانس‌ها را بررسی کرد. نتایج تحقیق دالیو در فرکانس $2/2$ هرتز در جدول ۱ آمده است. میانگین ضرایب به‌دست‌آمده در این مطالعه کمتر از میانگین ضرایب تحقیق دالیو بود. تفاوت در ضرایب سفتی ممکن است ناشی از سطح فعالیت و نوع تمرینات ورزشکاران باشد. به‌طوری‌که براساس مطالعات هوبارا، ضرایب سفتی در سه گروه غیرورزشکارها، ورزشکاران استقامتی و ورزشکاران قدرتی به‌ترتیب افزایش می‌یابد (۲۰، ۲۱). میل و لاندو نیز در سه گروه دنسرها،^۱ غیرورزشکاران و دوندگان نیمه‌استقامت روند افزایشی مشاهده کردند (۲۳). بنابراین به نظر می‌رسد که نوع تمرین‌های ورزشکاران راکتی، مثل دنسرها، باعث کاهش ضرایب سفتی می‌شود.

در این مطالعه، برخلاف انتظار، هیچ شاهدهی برای معناداری رابطه میان ضرایب سفتی و چابکی به دست نیامد. چرخه کشش-انقباض در آزمون چابکی که حرکات رفت و برگشتی متعددی را در برمی‌گیرد، حضور فعال دارد. از طرفی خاصیت الاستیک عضلات و تاندون‌ها مهم‌ترین عامل بهبود عملکرد ناشی از SSC هاست (۳). بنابراین به نظر می‌رسد، اگر ضرایب سفتی که از مدل‌های جرم فنر به دست می‌آیند شاخصی از خاصیت الاستیک سیستم اسکلتی عضلانی باشند، بتوان ارتباطی میان آنها و چابکی برقرار کرد. با این حال، میان هیچ‌یک از ضرایب سفتی به‌دست‌آمده در این مطالعه با چابکی ارتباط معناداری دیده نشد. در زمینه ارتباط سفتی و عملکرد، اغلب مطالعات انجام‌شده به بررسی تأثیر سرعت‌های مختلف دویدن یا تغییر فرکانس و ارتفاع پرش‌های عمودی بر رفتار نوسانی مدل جرم-فنر پرداخته‌اند (۷، ۲۴) و تعداد مطالعاتی که سفتی را به‌منزله عاملی در اجرای بهتر بررسی کرده‌اند، بسیار کم است. تحقیقات بسیار محدود انجام‌شده در این زمینه، امکان ارزیابی مقایسه‌ای نتایج را مشکل می‌سازد. در حرکت دویدن، تنها مطالعه مشابه تحقیقی است که مورین انجام داد و ارتباطی میان سفتی پا و سفتی عمودی محاسبه‌شده در دویدن با سرعت حرکت پیدا نکرد (۲۵). اگر چابکی و سرعت متناظر با هم در نظر گرفته شوند، نتیجه این دو پژوهش را می‌توان با هم همسو دانست. براساس جدول ۲ ارتباط میان ضرایب سفتی در پرش‌های عمودی با چابکی نیز گواه کافی برای معناداری را کسب نکرد، ولی بالاترین ضریب همبستگی ($R = -0/433$) و کمترین مقدار P یعنی $0/16$ متعلق به این مورد بود. علامت منفی نشان می‌دهد که سفتی بیشتر با زمان کمتر همراه بوده است. هرچند با توجه به معنادار نبودن، نمی‌توان به این نتیجه تکیه کرد، اما اگر این همبستگی پایین را به نوعی

همراهی دو متغیر در نظر بگیریم، یافته ما با نتایج هوبارا و همکاران در سال ۲۰۱۲ (۲۶)، برت و همکاران در سال ۲۰۰۲ (۲۷) و چلی و دنیس در سال ۲۰۰۱ (۲۸) که سفتی پا در پرش‌های عمودی را با سرعت حداکثر مرتبط دانسته‌اند همسو است.

نتایج مطالعه حاضر و تحقیقات پیشین مبین چند نکته مهم است که می‌تواند راهگشای مسیر تحقیقات آینده باشد: (۱) چنان‌که بروگلی و کرونین در مطالعه مروری خود بیان کرده‌اند، بهتر است برای بررسی ارتباط سفتی با سرعت، از آزمون دویدن و برای بررسی ارتباط سفتی با ارتفاع پرش، از آزمون پرش‌های متوالی عمودی استفاده شود تا شرایط آزمون مشابه با اجرای مورد نظر باشد (۷)، اما به نظر می‌رسد با توجه به ظهور بهتر حالت نوسانی در پرش‌های متوالی عمودی، این حرکت معیار مناسب‌تری برای نشان دادن خاصیت الاستیک سیستم است. به دست آمدن ضرایب همبستگی بالاتر در ارتباط میان سفتی محاسبه شده در پرش با عملکرد، در این تحقیق و مطالعات پیشین، می‌تواند دلیلی بر این مدعا باشد. (۲) نکته مهم دیگر این است که مدل جرم-فنر، با ساده‌سازی‌های فراوان، بسیاری از قابلیت‌های متفاوت و گاه متضاد را در یک فنر ساده تجمیع می‌کند. رفتار این فنر، جدا از خواص الاستیک سیستم، از قدرت انقباضی عضلات، عوامل عصبی دخیل در حرکت و خاصیت میرایی (دمپینگ) بافت‌ها نیز تأثیر می‌پذیرد (۲۹). از طرف دیگر، در این مدل مفاصل مجزا در نظر گرفته نمی‌شوند. مطالعاتی که به طور مستقیم به بررسی سفتی تاندون‌ها و عضلات پرداخته‌اند، اثر متفاوت و حتی متضاد سفتی تاندون‌های گذرنده از مفاصل مچ و زانو را بر عملکرد نشان داده‌اند. چنان‌که کوبو تاندون عضله پهن جانبی با سفتی کم و واتسفورد و مرفی تاندون آشیل سفت را برای عملکرد بهتر دو سرعت مناسب تشخیص داده‌اند (۳۱، ۳۰). به نظر می‌رسد مجموعه این عوامل، از قدرت پیش‌بینی مدل جرم-فنر در رفتار الاستیک بدن می‌کاهد. برای بررسی دقیق‌تر اثرات سفتی بر عملکرد، باید از مدل‌های دقیق‌تر، که سفتی مفاصل را به طور مجزا تحت ارزیابی قرار می‌دهند (۳۳، ۳۲، ۸) یا از روش‌هایی که سفتی را از طریق اولتراسونوگرافی و مشاهده مستقیم رفتار عضلات و تاندون‌ها می‌سنجند (۳۴، ۳۰، ۱۲)، استفاده کرد. از طرف دیگر، برای مشاهده اثر خالص خاصیت الاستیک، باید به روش‌هایی مثل همسان‌سازی آزمودنی‌ها یا نرمال‌سازی نتایج، در جهت کم‌رنگ کردن اثر سازوکارهای موازی در چرخه کشش-انقباض، یعنی نیروی عضلانی و عوامل عصبی، اندیشید. (۳) نکته آخر درباره نحوه سنجش چابکی شرکت‌کننده‌هاست.

نتیجه‌گیری

در این مطالعه، در جهت کاربردی شدن نتایج، برای سنجش میزان کارایی چرخه کشش-انقباض، به جای حرکاتی مثل انواع پرش‌ها یا دو سرعت که در اغلب مطالعات تحت بررسی قرار گرفته‌اند، از یک آزمون ویژه چابکی که به الگوی حرکتی ورزش‌های راکتی نزدیک‌تر بود، استفاده شد. با این حال به نظر می‌رسد پیچیدگی مسیر حرکت در

این آزمون، نقش استراتژی شرکت‌کننده‌ها برای طی کردن مسیر را پررنگ‌تر کرد و از تأثیر SSC و خواص الاستیک بافت‌ها کاست که می‌تواند یکی دیگر از عوامل معنادارنشدن ارتباط میان سفتی و چابکی باشد.

قدردانی

نگارندگان لازم می‌دانند مراتب سپاس و قدردانی خود را از مدیریت کلینیک مهندسی ورزش و سلامت، ریاست فدراسیون اسکوآش و مسئولان مرکز سنجش آکادمی ملی المپیک و پارالمپیک اعلام دارند.

منابع

- همیل، جوزف، نوتزن، کاتلین، ام. اساس بیومکانیک حرکت انسان. (۲۰۰۹). جلد ۱ ترجمه: ولی‌الله دیدی‌روشن و سیروس چوبینه. چاپ اول (۱۳۸۹)، انتشارات سمت.
- Serpell, B.G., Ball, N.B., Scarvell, J.M., Smith, P.N. (2012). A review of models of vertical, leg, and knee stiffness in adults for running, jumping or hopping tasks. *Journal of Sports Sciences*. 30(13): 1347-63.
- Butler, R.J., Crowell, H.P., Davis, I.M.C. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*. 18(6): 511-7.
- Ruan, M. (2007). Maximize muscle mechanical output during the stretch-sortening cycle – the contribution of preactivation and stretch load. (Ph.D dissertation), Louisiana State University.
- آبرندی، بروس. دیگران. مبانی بیوفزیک حرکت انسان. (۲۰۰۴). ترجمه صادقی حیدر و هم. باران. چاپ اول (۱۳۹۱) نشر علوم ورزشی (حتمی).
- Kram, R., Dawson, T.J. (1998). Energetics and biomechanics of locomotion by red kangaroos (*Macropus rufus*). *Comparative Biochemistry and Physiology Part B: Biochemistry and Molecular Biology*. 120(1): 41-9.
- Brughelli, M., Cronin, J. (2008). A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 18(4): 417-26.
- Farley, C.T., Blickhan, R., Saito, J., Taylor, C.R. (1991). Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *Journal of Applied Physiology*. 71(6): 2127-32.
- Günther, M., & Blickhan, R. (2002). Joint stiffness of the ankle and the knee in running. *Journal of Biomechanics*. 35(11): 1459-74.
- He, J., Kram, R., McMahon, T. (1991). Mechanics of running under simulated low gravity. *Journal of Applied Physiology*. 71(3): 863-70.
- Murphy, A.J., Watsford, M.L., Coutts, A.J., Pine, M.J. (2003). Reliability of a test of musculotendinous stiffness for the triceps-surae. *Physical Therapy in Sport*. 4(4): 175-81.
- Walshe, A.D., Wilson, G.J. (1997). The influence of musculotendinous stiffness on drop jump performance. *Canadian Journal of Applied Physiology*. 22(2): 117-32.
- Wilkinson, M., Leedale-Brown, D., Winter, E.M. (2009). Validity of a squash-specific test of change-of-direction speed. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 4: 176-85.
- McLachlan, K.A., Murphy, A.J., Watsford, M.L., Rees, S. (2006). The interday reliability of leg and ankle musculotendinous stiffness measures. *Journal of Applied Biomechanics*. 22(4): 296-304.
- Joseph, C.W., Bradshaw, E.J., Kemp, J., Clark, R.A. (2013). The Inter-day reliability of ankle, knee, leg, and vertical musculoskeletal stiffness during hopping and over-ground running. *Journal of Applied Biomechanics*. 29(4): 386-94.
- Hobara, H., Kimura, K., Omuro, K., Gomi, K., Muraoka, T., Sakamoto, M., Kanosue, K. (2010). Differences in lower extremity stiffness between endurance-trained athletes and untrained subjects. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 13(1): 106-11
- McMahon, T.A., Cheng, G.C. (1990). The mechanics of running: How does stiffness couple with speed?. *Journal of Biomechanics*. 23: 65-78.
- Dalleau, G., Belli, A., Viale, F., Lacour, J., Bourdin, M. (2004). A simple method for field measurements of leg stiffness in hopping. *International journal of sports medicine*. 25(3): 170-176.
- Morin, J., Dalleau, G., Kyröläinen, H., Jeannin, T., Belli, A. (2005). A simple method for measuring stiffness during running. *Journal of Applied Biomechanics*. 21(2): 167-80.
- Hobara, H. (2008). Spring-like leg behavior and stiffness regulation in human movements. (Ph.D dissertation), Waseda University.
- Hobara, H., Kimura, K., Omuro, K., Gomi, K., Muraoka, T., Iso, S., Kanosue, K. (2008). Determinants of difference in leg stiffness between endurance-and power-trained athletes. *Journal of Biomechanics*. 41(3): 506-14.
- Lloyd, R.S., Oliver, J.L., Hughes, M.G., Williams, C.A. (2009). Reliability and validity of field-based measures of leg stiffness and reactive strength index in youths. *Journal of Sports Sciences*. 27(14): 1565-73.
- Millett, E.L., Landeo, R. (2011). Influence of athletic training on vertical stiffness attenuation. Paper presented at the ISBS-Conference Proceedings Archive.
- Brughelli, M., Cronin, J. (2008). Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness: modelling and recommendations for future research. *Sports Medicine*. 38(8): 647-57.
- Morin, J.B., Jeannin, T., Chevallier, B., Belli, A. (2006). Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-induced changes. *International Journal of Sports Medicine*. 27(2): 158-65.

26. Hobara, H., Tominaga, S., Umezawa, S., Iwashita, K., Okino, A., Saito, T., . . . Ogata, T. (2012). Leg stiffness and sprint ability in amputee sprinters. *Prosthetics and Orthotics International*. 36(3): 312-17.
27. Bret, C., Rahmani, A., Dufour, A., Messonnier, L., Lacour, J. (2002). Leg strength and stiffness as ability factors in 100 m sprint running. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 42(3): 274-81.
28. Chelly, S.M., Denis, C. (2001). Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Medicine and Science in sports and Exercise*. 33(2): 326-33.
29. Wang, L.I. (2008). The kinetics and stiffness characteristics of the lower extremity in older adults during vertical jumping. *Journal of Sports Science and Medicine*. 7(3): 379-86.
30. Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., Fukunaga, T. (2000). Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiologica Scandinavica*. 168(2): 327-35.
31. Watsford, M.L., Murphy, A.J., McLachlan, K.A., Bryant, A.L., Cameron, M.L., Crossley, K.M., Makkissi, M. (2010). A prospective study of the relationship between lower body stiffness and hamstring injury in professional Australian rules footballers. *The American Journal of Sports Medicine*. 38(10): 2058-64.
32. Hobara, H., Muraoka, T., Omuro, K., Gomi, K., Sakamoto, M., Inoue, K., Kanosue, K. (2009). Knee stiffness is a major determinant of leg stiffness during maximal hopping. *Journal of Biomechanics*. 42(11): 1768-71.
33. Kuitunen, S., Komi, P.V., Kyröläinen, H. (2002). Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 34(1): 166-73.
34. Kubo, K., Ikebukuro, T., Yata, H., Tomita, M., Okada, M. (2011). Morphological and mechanical properties of muscle and tendon in highly trained sprinters. *Journal of Applied Biomechanics*, 27(4), 336-44.

