



تحلیل رفتار فرماند بدن حین اجرای آزمون‌های هاپینگ یک و دوطرفه با استراتژی‌های حرکتی مختلف

مجتبی عشرستاقی^{۱*}، حیدر صادقی^۲، الهام شیرزاد^۳

۱. دانشجوی دکتری، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲. استاد دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. استادیار دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

دریافت ۶ تیر ۱۳۹۵؛ پذیرش ۲۵ فروردین ۱۳۹۶

چکیده

زمینه و هدف: سفتی پا، یکی از متغیرهای مرتبط با عملکرد ورزشی و آسیب‌های اندام تحتانی است که اغلب با استفاده از آزمون هاپینگ سنجیده می‌شود. هدف از انجام این پژوهش، مقایسه‌ی سفتی پا بین سه استراتژی حرکتی آزمون هاپینگ (بیشینه، ترجیحی، کنترلی) و بین سه شیوه‌ی اجرای این آزمون (دوطرفه، روی پای برتر، روی پای غیربرتر) و مقایسه‌ی سفتی پای دوطرفه با مجموع سفتی دو پا بود.

روش بررسی: ۲۷ مرد جوان سالم، آزمون هاپینگ را به ۹ روش (۳ استراتژی \times ۳ شیوه‌ی اجرا) روی یک صفحه‌ی نیرو، در مقابل یک دوربین سرعت‌بالا انجام دادند. سفتی پا با تقسیم نیروی بیشینه‌ی عمودی عکس‌العمل زمین بر جابجایی عمودی مرکز جرم در مرحله‌ی تماس، محاسبه شد. آزمون‌های آماری آنووا با اندازه‌گیری‌های مکرر و تی زوجی در سطح معناداری ۰/۰۵، مورد استفاده قرار گرفتند.

یافته‌ها: عدم تفاوت معنادار در سفتی پای دوطرفه بین سه استراتژی، تفاوت معنادار در سفتی پای برتر بین استراتژی‌های ترجیحی و کنترلی، تفاوت بین سفتی پای برتر و غیربرتر در هاپینگ بیشینه و عدم تبعیت رابطه‌ی بین سفتی پای دوطرفه و یک‌طرفه از قوانین حاکم بر فنرها، یافته‌های مهم این تحقیق بودند.

نتیجه‌گیری: براساس یافته‌ها، میزان متغیر سفتی پا بستگی به استراتژی و شیوه‌ی اجرای آزمون هاپینگ دارد و ممکن است از اصول حاکم بر فنرها و فرض تقارن جانبی تبعیت نکند. در نظر گرفتن این نکات، می‌تواند در تعیین میزان بهینه‌ی سفتی پا برای داشتن عملکرد مناسب و خطر بروز آسیب پایین و در تشخیص افراد با ریسک آسیب بالا حائز اهمیت باشد.

واژگان کلیدی

سفتی پا

آزمون هاپینگ

ریسک آسیب

عملکرد ورزشی

مقدمه

به‌طور عمودی و به‌صورت دوطرفه (جفت‌پا) یا یک‌طرفه (تک‌پا روی پای برتر یا پای غیربرتر) اجرا می‌گردد (براونر، استرزینگ، والفس، هورستمن ۲۰۱۴). متغیرهای به‌دست آمده را سفتی پای دوطرفه (K)، سفتی پای برتر (K_{dom}) و سفتی پای غیربرتر (K_{non}) می‌نامیم. استراتژی آزمودنی در اجرای جهش‌ها نیز اهمیت دارد. اغلب محققین روی هاپینگ کنترلی با فرکانس ۲/۲ هرتز به توافق رسیده‌اند (براونر و همکاران، ۲۰۱۴؛ فارلی، مورگنروث، ۱۹۹۹)؛ با این‌حال برخی از محققین، هاپینگ ترجیحی (بدون کنترل کردن فرکانس یا ارتفاع جهش‌ها) و برخی دیگر، هاپینگ بیشینه (با کمترین زمان تماس و بیشترین ارتفاع) را آزمونی مناسب‌تر می‌دانند (مک‌ماهون، کمفورت، پیرسون، ۲۰۱۲). آنچه لزوم تحقیق در این زمینه را ایجاب می‌کند، به‌دست آمدن شواهدی مبنی بر ارتباط سفتی پا با عملکرد ورزشی و ریسک بروز آسیب و همچنین، تمرین‌پذیری احتمالی این متغیر است.

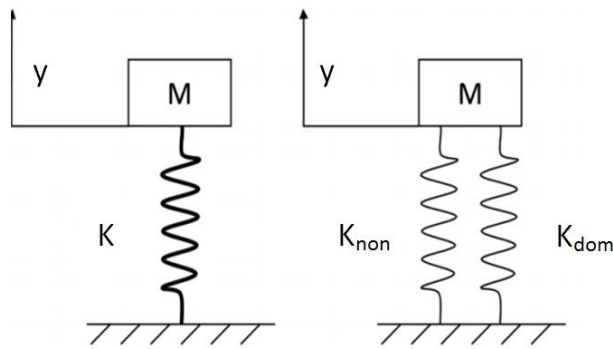
چندین تحقیق، به رابطه‌ی مثبت بین سفتی پا و برخی حرکات ورزشی درگیرکننده‌ی چرخه‌ی کشش-انقباض (مانند دوی سرعت و پرش عمودی) اشاره نمودند (عشرستاقی، شیرزاد، عرشی، ۲۰۱۵؛ هوبارا و همکاران، ۲۰۱۲) و دو مطالعه‌ی آینده‌نگر، سفتی پای بالا یا عدم تقارن سفتی پای چپ و راست را در فوتبالیست‌هایی که در طول فصل دچار آسیب بافت نرم شدند، گزارش دادند (پروین و همکاران، ۲۰۱۲؛ واتسفورد و همکاران، ۲۰۱۰). بر اساس این یافته‌ها، به‌نظر می‌رسد تعیین مقادیر طبیعی سفتی پا و بررسی تقارن جانبی سفتی پا در افراد سالم، حائز اهمیت باشد. همان‌طور که اشاره شد، با توجه به استاندارد نشدن روش‌ها، هنوز مقادیر استاندارد و نورم‌های مورد قبول ارائه نشده‌اند و باب تحقیق در این زمینه باز است. تنها چند تحقیق در سال‌های اخیر، به مسأله‌ی تقارن و تفاوت‌های سفتی‌پا در هاپینگ یک‌طرفه و دوطرفه پرداختند (مالونی، فلچر، ریچاردز، ۲۰۱۶؛ براونر و همکاران، ۲۰۱۴؛ هوبارا، کوبایاشی، کاتو، اوگانا، ۲۰۱۳) که نتایج یکسانی نداشتند و هیچ‌یک نیز استراتژی‌های مختلف هاپینگ را مورد نظر قرار ندادند. مدل جرم-فنر مورد استفاده در توصیف هاپینگ دوطرفه، با پیش‌فرض تقارن طراحی شده (شکل ۱) و در مورد تفاوت‌های احتمالی اندام

واژه‌ی سفتی، دو مفهوم متفاوت را در خود دارد. از نظر کلینیکی، این واژه مفهومی منفی دارد و به عدم حرکت یا کارکرد طبیعی اشاره می‌کند. اما در مکانیک، مقاومت ساختارهای ویسکوالاستیک در برابر تغییر شکل ناشی از بارگذاری، سفتی نامیده می‌شود (لاتاش، زاتسیورسکی، ۱۹۹۳). این مفهوم که در دهه‌های اخیر جایگاه ویژه‌ای در مطالعات مربوط به حرکت انسان یافته (سرپل، بال، اسکارول، اسمیت، ۲۰۱۲)، سه کارکرد مهم در مکانیزم بدن دارد: سرعت گسترش نیرو در سیستم را تنظیم می‌کند، قابلیت ذخیره‌ی نیرو برای اجرای چرخه‌ی کشش-انقباض را تعیین می‌کند و میزان مقاومت سیستم در برابر اغتشاشات وارده یعنی ثبات سیستم را مشخص می‌نماید (مک‌گیل، ۲۰۰۹). روش‌ها و آزمایش‌های گوناگونی برای تعیین سفتی در محیط طبیعی طراحی شده (عشرستاقی، صادقی، شیرزاد، آماده‌ی انتشار) که این متغیر را از پایین‌ترین سطح یعنی سفتی عضله و تاندون (فوکاشیرو، راب، ایچینوسه، کواکامی، فوکوناگا، ۱۹۹۵؛ پروین، واتسفورد، مرفی، ۲۰۱۴) تا سطوح میانه یعنی سفتی یک مفصل و ساختارهای پیرامون آن (دیترویلو، واتسفورد، مرفی، دی‌ویتو، ۲۰۱۱) و در بالاترین سطح یعنی سفتی اندام یا کل بدن (عشرستاقی، شیرزاد، صادقی، ۲۰۱۶؛ شیرزاد، رواسی، عشرستاقی، ۲۰۱۵) محاسبه می‌کنند. با توجه به طبیعت حرکات انسان، توجه بسیاری از محققین به مطالعه‌ی سفتی در اندام تحتانی (سفتی پا) حین اجرای حرکاتی مانند دویدن، پریدن و هاپینگ معطوف گشته است. از میان این حرکات، هاپینگ بهترین نمود از حرکت کانگورویی و فرمانند کل بدن است که به‌عنوان آزمون تعیین سفتی پا و خاصیت الاستیک عضلات و تاندون‌های اندام تحتانی مورد استفاده قرار می‌گیرد (لامونتگان، کندی، ۲۰۱۳).

برخلاف اغلب متغیرهای مربوط به آمادگی بدنی و حرکتی انسان مانند قدرت، استقامت، انعطاف و توان که با آزمون‌هایی استاندارد و مورد قبول اندازه‌گیری می‌شوند، تعیین متغیر سفتی پا و شرایط اجرای آزمون هاپینگ هنوز استاندارد نشده و مراحل تحقیقی و تکمیل مبانی نظری را می‌گذراند (مورسی، بردشاو، گرین، ناوتون، ۲۰۱۵). این آزمون، شامل تعدادی جهش متوالی می‌شود که معمولاً

حاضر با سه هدف مقایسه‌ی سفتی پا بین سه استراتژی حرکتی آزمون هاپینگ (بیشینه، ترجیحی، کنترلی)، مقایسه‌ی سفتی پا بین سه شیوه‌ی اجرای آزمون هاپینگ (دوطرفه، یک‌طرفه روی پای برتر، یک‌طرفه روی پای غیربرتر) و مقایسه‌ی سفتی پای دوطرفه با مجموع سفتی پای برتر و سفتی پای غیربرتر، انجام شد.

برتر و غیربرتر که در حرکتی مانند راه رفتن به اثبات رسیده است (صادقی‌الارد، دوهیم، ۱۹۹۷)، سکوت می‌کند. اگر پیش‌فرض تقارن برقرار باشد و اگر سفتی پا از قوانین حاکم بر فنرها تبعیت کند، K_{non} و K_{dom} باید برابر بوده و مجموع این دو باید برابر با K باشد. برخی از مطالعات پیشین، این فرضیه‌ها را اثبات و برخی رد نموده‌اند. پژوهش



شکل ۱. چپ) مدل یک‌بعدی جرم- فنر ارائه شده برای سفتی پای دوطرفه. این مدل فرض می‌کند که سفتی پای دوطرفه حاصل جمع سفتی پای برتر و غیربرتر است. (براونر و همکاران، ۲۰۱۴)

مواد و روش‌ها

هاپینگ به آزمودنی نشان داده شد و از او خواسته شد که ۱۵ جهش متوالی عمودی روی قسمت جلویی پا، انجام دهد (پابره‌نه و دست به کمر). تنظیم فرکانس و ارتفاع جهش‌ها به عهده‌ی خود آزمودنی بود. در استراتژی کنترلی، آزمودنی همان حرکت قبلی را به صورت کنترلی و با فرکانس ۲/۲ جهش در ثانیه (۲/۲ هرتز) انجام داد. برای تنظیم فرکانس، از یک مترونوم استفاده شد و از آزمودنی خواسته شد که جهش‌هایش را با صدای ضربان تولید شده توسط مترونوم تطبیق دهد. این فرکانس از آن جهت توسط محققین پیشنهاد شده که میانگین فرکانس ترجیحی انسان در اجرای هاپینگ در حدود ۲/۲ هرتز گزارش شده است (فارلی، مورگنروث، ۱۹۹۹)؛ بنابراین با استفاده از فرکانسی که اکثر افراد به راحتی با آن تطبیق می‌یابند، نوعی کنترل و یکسان‌سازی آزمون نیز انجام می‌گیرد. در استراتژی بیشینه از آزمودنی خواسته شد که عمل هاپینگ را با هدف رسیدن به بیشترین ارتفاع ممکن و با کمترین زمان تماس با زمین انجام دهد (هوبارا، اینوئه، کانوسوئه، ۲۰۱۳). هر یک از این سه استراتژی و سه شیوه‌ی اجرا، دو بار انجام شد یعنی هر آزمودنی $2 \times 3 \times 3 = 18$ آزمون را انجام داد. آزمودنی مجاز بود برای یادگیری حرکات، به میزان کافی تمرین

۲۷ مرد جوان فعال سالم از دانشجویان دانشکده‌ی تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی (سن $22/12 \pm 2/84$ سال، وزن $67/69 \pm 8/15$ کیلوگرم، قد $1/77 \pm 0/06$ متر)، نمونه‌ی در دسترس این پژوهش نیمه‌تجربی را تشکیل دادند. آزمودنی‌ها در ابتدا فرم رضایت‌نامه و مشخصات فردی را تکمیل نمودند و در صورت نداشتن آسیب، وارد تحقیق می‌شدند. پای برتر به عنوان پایي که با آن به توپ ضربه می‌زنند تعیین گشت و سپس، مراحل اجرای آزمون‌ها برایشان شرح داده شد. رعایت اصول اخلاقی در آزمون‌های مورد نظر این پژوهش، در گروهی تخصصی متشکل از اساتید دانشگاه مورد تأیید قرار گرفت.

پس از پنج دقیقه گرم کردن، شامل دویدن، حرکات کششی و حرکات جهشی، پنج مارکر در سمت راست و پنج مارکر در سمت چپ آزمودنی، روی مفصل متاتارسوفالانژیال پنجم، قوزک خارجی، اپی‌کندیل خارجی استخوان ران، تروکانتر بزرگ استخوان ران و زائده‌ی آکرومیون قرار گرفت (فارلی، مورگنروث، ۱۹۹۹). سه استراتژی هاپینگ (بیشینه، ترجیحی و کنترلی) و سه شیوه‌ی اجرا (دوطرفه، یک‌طرفه روی پای برتر و یک‌طرفه روی پای غیربرتر) به آزمودنی آموزش داده شد. در استراتژی ترجیحی، فقط شکل اجرای

نماید. فاصله‌ی بین آزمون‌ها به میزانی بود که اثر خستگی به حداقل برسد (با توجه به شدت آزمون، بین یک تا سه دقیقه).

همه‌ی آزمون‌ها روی یک صفحه‌ی نیرو انجام شد و یک دوربین فیلم‌برداری سرعت‌بالا، عمود بر سطح سجیتال، حرکت را ثبت نمود. در هاپینگ دوطرفه و هاپینگ یک‌طرفه روی پای راست، سمت راست آزمودنی رو به دوربین بود و در هاپینگ یک‌طرفه روی پای چپ، آزمودنی با ۱۸۰ درجه چرخش روی صفحه‌ی نیرو، سمت چپ بدنش را در معرض دید دوربین قرار داد. به این ترتیب در هر یک از آزمون‌ها، صفحه‌ی نیرو با فرکانس نمونه‌برداری ۵۰۰ هرتز، نیروی عکس‌العمل زمین را ثبت کرد و دوربین با فرکانس نمونه‌برداری ۳۰۰ هرتز، مکان پنج مارکر را مشخص نمود. ابتدا از بین کل داده‌های ثبت شده توسط صفحه‌ی نیرو و دوربین (برای ۱۵ جهش متوالی)، داده‌های مربوط به پنج جهش میانی (از جهش ششم تا جهش دهم) جدا شدند تا در ادامه، مورد تحلیل قرار گیرند (هوبارا، کوبایاشی، یوشیدا، موچیمارو، ۲۰۱۵؛ هوبارا و همکاران، ۲۰۱۳). هر یک از این پنج جهش، شامل یک مرحله‌ی تماس و یک مرحله‌ی پرواز بودند. طول جهش (مدت زمان هر جهش) از جمع زمان تماس و زمان پرواز به دست آمد و عکس طول جهش، فرکانس جهش (freq) را مشخص کرد. تصاویر ویدئویی ضبط شده وارد نرم‌افزار آنالیز حرکت شدند و مختصات مکانی مارکرها استخراج شد. مؤلفه‌ی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نیز برای پنج جهش میانی، جدا شد. مختصات مکانی مارکرها و نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، نسبت به طول جهش نرمال شد؛ به طوری که داده‌های هر جهش شامل مقادیر از یک تا ۱۰۰ درصد طول جهش شدند. بر اساس روش ارائه شده توسط مک‌ماهون و چنگ (۱۹۹۰)، سفتی پا در آزمون هاپینگ از تقسیم بیشینه‌ی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (F_{max}) بر میزان سقوط مرکز جرم (Δy) حین مرحله‌ی تماس با زمین به دست می‌آید (معادله ۱). متغیر F_{max} که تقریباً در وسط مرحله‌ی تماس با زمین رخ می‌دهد، مستقیماً از داده‌های صفحه‌ی نیرو استخراج شد. برای محاسبه‌ی Δy روش‌های مختلفی پیشنهاد شده است. در این پژوهش، با استفاده از جدول آنترپومتری (وینتر، ۲۰۰۹)، مختصات مرکز جرم مدل چهار سگمنتی حاصل از پنج مارکر به دست آمد و

تغییر ارتفاع آن حین مرحله‌ی تماس، محاسبه شد. به این ترتیب، متغیرهای F_{max} ، freq، Δy و K برای هر یک از جهش‌ها به‌طور جداگانه تعیین گشت و میانگین مقادیر به دست آمده برای پنج جهش، به‌عنوان متغیرهای مربوط به آزمون هاپینگ مورد نظر ثبت شد. با توجه به اینکه اساس معادله‌ی ۱، خطی بودن رابطه‌ی نیرو-تغییر مکان است، معیارهایی تعیین شده که ارضای این شرط را می‌آزمایند. در معیار اول، ضریب همبستگی بین تغییرات نیرو و تغییر مکان مرکز جرم در مرحله‌ی سقوط مرکز جرم باید حداقل ۰/۸ باشد و در معیار دوم فاصله‌ی زمانی لحظه‌ی بیشینه شدن نیرو و لحظه‌ی کمینه شدن ارتفاع مرکز جرم نباید بیشتر از ۱۰ درصد طول جهش باشد (گراناتا، پادوا، ویلسون، ۲۰۰۲). معیار سومی نیز برای حذف داده‌های پرت (داده‌هایی که بیش از دو انحراف استاندارد بزرگ‌تر یا کوچک‌تر از میانگین مقادیر پنج جهش بودند) در نظر گرفته شد. متغیرهای مربوط به جهش‌هایی که هر کدام از این سه معیار را نداشتند، از فرآیند میانگین‌گیری حذف می‌شدند. روندی که تشریح شد، به‌صورت یک برنامه‌ی کامپیوتری در نرم‌افزار متلب نوشته و برای محاسبه‌ی K ، K_{dom} و K_{non} و سایر متغیرها اجرا شد. آخرین متغیر این تحقیق، سفتی پای مجموع (K_{sum}) بود که از جمع K_{dom} و K_{non} به دست آمد. با توجه به اینکه هر یک از آزمون‌ها دوبار تکرار شد، متغیرهای نهایی با میانگین‌گیری از متغیرهای به دست آمده برای این دو تکرار، حاصل شدند. واحد اندازه‌گیری برای متغیرهای F_{max} ، freq و Δy و K ، به ترتیب هرتز، نیوتن، میلی‌متر و کیلونیوتن بر متر بود.

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

از آمار توصیفی (انحراف استاندارد \pm میانگین) برای توصیف داده‌ها و از آزمون شاپیرو-ویلک برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها استفاده شد. در هدف اول و دوم تحقیق، برای مقایسه‌ی سفتی پا بین سه استراتژی (بیشینه، ترجیحی، کنترلی) و سه شیوه‌ی اجرا (دوطرفه، پای برتر، پای غیربرتر)، از آزمون آنووا با اندازه‌گیری‌های مکرر یک‌راهه و برای مقایسه‌ی دو به دو گروه‌ها از آزمون تعقیبی LSD استفاده شد. متغیر اصلی تحقیق در این آزمون‌ها، سفتی پا بود، اما در مواردی که برای توجیه یافته‌ها نیاز به بررسی تفاوت‌های F_{max} و Δy (اجزای تشکیل دهنده‌ی معادله‌ی ۱) بود، آزمون آماری ذکر شده

هاپینگ بیشینه برای رسیدن به ارتفاع بیشتر (و در نتیجه فرکانس کمتر) است؛ بنابراین صحت اجرای سه استراتژی هاپینگ، مورد تأیید است. توصیف داده‌های سفتی پا و نتایج آزمون‌های آنوا با اندازه‌گیری مکرر یک‌راهه در جدول ۱ آورده شده است. سه آزمون آماری مربوط به هدف اول به صورت سطری (آزمون‌های ۱، ۲، ۳) و سه آزمون آماری مربوط به هدف دوم به صورت ستونی (آزمون‌های ۴، ۵، ۶) مشخص هستند و معناداری تفاوت بین گروه‌ها، با علامت نشان داده شده است. نتایج آزمون‌های انجام شده روی متغیرهای F_{max} و Δy ، در جدول نیامده و تنها در مواردی که برای بحث مورد نیاز باشند، به آنها اشاره می‌شود.

برای این متغیرها نیز اجرا شد. در هدف سوم، سفتی پای دوطرفه با سفتی پای مجموع، از طریق آزمون تی زوجی مقایسه شد. سطح معناداری برای تمام آزمون‌ها، ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

میانگین فرکانس هاپینگ برای سه استراتژی بیشینه، ترجیحی و کنترلی به ترتیب در حدود ۱/۸، ۲/۱۶ و ۲/۲۲ هرتز بود. این ارقام، بیانگر تطبیق مناسب آزمودنی‌ها در هاپینگ کنترلی با فرکانس مترونوم، نزدیک بودن فرکانس هاپینگ کنترلی و ترجیحی و همچنین تلاش آزمودنی‌ها در

جدول ۱. نتایج آزمون‌های آنوا با اندازه‌گیری‌های مکرر برای تعیین تفاوت سفتی پا بین سه استراتژی و سه شیوهی اجرای هاپینگ

(واحد سفتی کیلونیوتن بر متر است)

نتایج آزمون‌های ۳، ۲، ۱	کنترلی	ترجیحی	بیشینه	استراتژی حرکت شیوهی اجرا
$F(۲, ۵۲) = ۰/۴۲$ $p = ۰/۶۶$ و $ES = ۰/۰۲$	$۱۹/۹۵ \pm ۵/۱۲$	$۱۸/۹۶ \pm ۵/۳۶$	$۱۹/۴۴ \pm ۶/۹۶$	دوطرفه ← ۱
$F(۲, ۵۲) = ۱۵/۵۸$ $p < ۰/۰۱$ و $ES = ۰/۳۷$ # + *	$۱۷/۵۶ \pm ۲/۷۹$	$۱۶/۰۵ \pm ۳/۵۰$	$۱۴/۱۳ \pm ۳/۶۸$	پای برتر ← ۲
$F(۲, ۵۲) = ۱۲/۴۱$ $p < ۰/۰۱$ و $ES = ۰/۲۵$ + *	$۱۷/۴۹ \pm ۲/۶۹$	$۱۶/۳۵ \pm ۳/۹۲$	$۱۵/۲۰ \pm ۳/۵۵$	پای غیربرتر ← ۳
	$F(۱/۴۵, ۳۷/۷) = ۱۱/۳۷$ $p < ۰/۰۱$ و $ES = ۰/۳۰$ + *	$F(۲, ۵۲) = ۱۲/۴۱$ $p < ۰/۰۱$ و $ES = ۰/۳۲$ + *	$F(۱/۳, ۳۳/۷) = ۲۵/۳۹$ $p < ۰/۰۱$ و $ES = ۰/۵۰$ # + *	نتایج آزمون‌های ۶، ۵، ۴

* تفاوت معنادار دوطرفه و برتر (در آزمون‌های ۴، ۵، ۶) یا تفاوت معنادار بیشینه و ترجیحی (در آزمون‌های ۱، ۲، ۳)
+ تفاوت معنادار دوطرفه و غیربرتر (در آزمون‌های ۴، ۵، ۶) یا تفاوت معنادار بیشینه و کنترلی (در آزمون‌های ۱، ۲، ۳)
تفاوت معنادار برتر و غیربرتر (در آزمون‌های ۴، ۵، ۶) یا تفاوت معنادار جفت‌پا و کنترلی (در آزمون‌های ۱، ۲، ۳)

دیگر، با توجه به نزدیک بودن شرایط استراتژی‌های ترجیحی و کنترلی، وجود تفاوت معنادار در سفتی پا، بین این دو استراتژی در آزمون ۲، حائز اهمیت است. اجرای آزمون ۲ برای متغیرهای F_{max} و Δy ، حاکی از بیشتر بودن Δy در استراتژی ترجیحی نسبت به کنترلی (تفاوت معنادار) و معنادار نبودن تفاوت در F_{max} بود.

در هدف اول، وجود تفاوت در سفتی پا بین استراتژی بیشینه و دو استراتژی دیگر، مورد انتظار بود؛ بنابراین معنادار نبودن این تفاوت در آزمون ۱ جالب توجه تلقی می‌شود. با جای‌گذاری F_{max} و Δy در آزمون ۱، مشخص شد که هر دو متغیر در استراتژی بیشینه نسبت به دو استراتژی دیگر، به طرز معناداری بیشتر بودند. از سوی

نزدیک به معناداری در Δy ($p = 0.072$)، به نفع پای برتر) را نشان داد.

یافته‌های مربوط به آزمون‌های آماری هدف ۳، در جدول ۲ آورده شده‌اند. مشخص است که در هر سه استراتژی، سفتی دوطرفه به طرز معناداری از سفتی پای مجموع کمتر است (آزمون‌های ۷، ۸، ۹).

در هدف دوم، تفاوت بین سفتی پای دوطرفه و سفتی پای یک‌طرفه (برتر و غیربرتر) مورد انتظار بود که این تفاوت، در هر سه آزمون، مشاهده شد اما با توجه به پیش‌فرض تقارن، بیشتر بودن سفتی پای غیربرتر نسبت به سفتی پای برتر در آزمون ۴ ($p = 0.027$)، یافته‌ای قابل بحث است. اجرای آزمون ۴ برای متغیرهای F_{max} و Δy ، تفاوت معنادار در F_{max} (به نفع پای غیربرتر) و تفاوت

جدول ۲. نتایج آزمون‌های تی زوجی برای تعیین تفاوت سفتی پای دوطرفه و سفتی پای مجموع

کنترلی	ترجیحی	بیشینه	استراتژی حرکت متغیر
۱۹/۹۵ ± ۵/۱۲	۱۸/۹۶ ± ۵/۳۶	۱۹/۴۴ ± ۶/۹۶	سفتی پای دوطرفه
۳۵/۰۵ ± ۵/۱۴	۳۲/۴۰ ± ۶/۶۴	۲۸/۹۰ ± ۷/۰۰	سفتی پای مجموع
$t = -25/5$	$t = -21/9$	$t = -12/9$	نتایج آزمون‌های ۷، ۸، ۹
$p < 0.01$	$p < 0.01$	$p < 0.01$	
*	*	*	

* تفاوت معنادار بین سفتی پای دوطرفه و سفتی پای مجموع

اندکی کمتر از ۲/۲ هرتز بود، به نظر می‌رسد که آزمودنی‌ها برای رسیدن به این فرکانس، مرحله‌ی تماس را به‌طور کامل اجرا نکردند و پیش از رسیدن به Δy طبیعی، وارد فاز کانستریک و صعود مرکز جرم شدند. این امر ممکن است در مورد آزمودنی‌هایی با فرکانس ترجیحی بالاتر از ۲/۲ هرتز، نظیر آزمودنی‌های حاضر در مطالعات انجام شده توسط مالونی و همکاران (۲۰۱۵) و ریس و همکاران (۲۰۱۳)، برعکس شود. بنابراین باید توجه داشت که استراتژی کنترلی می‌تواند بر حرکت آزمودنی‌ها تاثیر بگذارد و نمی‌توان از آن به‌عنوان جایگزین قطعی استراتژی ترجیحی استفاده نمود. اجرای آزمون هاپینگ بیشینه به‌صورت دوطرفه، با افزایش همزمان و متناسب F_{max} و Δy (نسبت به دو استراتژی دیگر) همراه بود؛ به نحوی که K تقریباً ثابت باقی ماند؛ بنابراین به نظر می‌رسد که استفاده از هرکدام از این سه استراتژی برای محاسبه‌ی سفتی پای دوطرفه، نتایج مشابهی را به دنبال خواهد داشت. مطالعات پیشین نشان دادند که افزایش فرکانس هاپینگ کنترلی، منجر به افزایش سفتی پای دوطرفه و یک‌طرفه می‌شود (هوبارا و همکاران، ۲۰۱۵؛ هوبارا و همکاران، ۲۰۱۳). این قاعده در مطالعه‌ی حاضر، برای سفتی پای یک‌طرفه

بحث

مقایسه‌ی سفتی پا بین سه استراتژی مختلف هاپینگ (بیشینه، ترجیحی، کنترلی) و بین سه شیوه‌ی اجرای هاپینگ (دوطرفه، روی پای برتر، روی پای غیربرتر) و همچنین مقایسه‌ی سفتی پای دوطرفه با مجموع سفتی پای برتر و غیربرتر، اهداف این تحقیق را تشکیل دادند. عدم تفاوت معنادار در سفتی پای دوطرفه بین سه استراتژی، تفاوت معنادار در سفتی پای برتر بین استراتژی‌های ترجیحی و کنترلی، تفاوت بین سفتی پای برتر و غیربرتر (عدم تقارن) در هاپینگ بیشینه و عدم تبعیت رابطه‌ی بین سفتی پای دوطرفه و یک‌طرفه از قوانین حاکم بر فنرها، یافته‌های حائز اهمیت این تحقیق بودند که مورد بحث قرار می‌گیرند.

تفاوت‌های بین سه استراتژی

یافته‌های تحقیق، وجود تفاوت بین استراتژی‌ها را در هاپینگ یک‌طرفه نشان داد؛ به‌گونه‌ای که در مورد سفتی پای برتر، حتی تفاوت بین استراتژی‌های ترجیحی و کنترلی نیز به چشم آمد. بیشتر بودن سفتی پای برتر در استراتژی کنترلی نسبت به ترجیحی، ناشی از کمتر بودن Δy بود. با توجه به اینکه فرکانس ترجیحی آزمودنی‌های این تحقیق،

تفاوت سفتی پای دوطرفه و سفتی پای مجموع

بر اساس یافته‌های پژوهش حاضر، اگر چه سفتی پای دوطرفه از سفتی هر یک از دو پا بیشتر است. اما به هیچ وجه از قوانین حاکم بر فنرهای موازی تبعیت نمی‌کند و در سه استراتژی بیشینه، ترجیحی و کنترلی، به طور میانگین در حدود ۳۵، ۴۴ و ۴۲ درصد کمتر از میزان مورد انتظار (سفتی پای مجموع) است. چنین رخدادی پیش از این در مورد گشتاور مفاصل یا توان خروجی اندام تحتانی مشاهده شده و با عنوان کسر دوطرفه شناخته می‌شود (رجک و همکاران، ۲۰۱۰). تغییر در رابطه‌ی نیرو- سرعت عضلات فعال و مهار عصبی حین فعال‌سازی عضلانی دوطرفه‌ی متقارن، به عنوان دلایل کسر دوطرفه مورد اشاره قرار گرفته‌اند (مویر، ۲۰۱۵). در مورد سفتی پا، به نظر می‌رسد علاوه بر اینکه F_{max} در هاپینگ دوطرفه به F_{max} مجموع نمی‌رسد، Δy نیز بیشتر از Δy در هاپینگ یک‌طرفه می‌شود و کسر دوطرفه‌ی بزرگی را حاصل می‌کند. تحلیل دقیق‌تر این موضوع، نیازمند مطالعات آتی با در نظر گرفتن سفتی مفاصل اندام تحتانی است؛ با این حال، روشن است که در طراحی مدل‌های جرم- فنر یک و دوطرفه، باید تفاوت‌های ذاتی سفتی پا (که حاصل عمل فعال زیرساخت‌های آناتومیک بدن است) با سفتی فنرهای غیرفعال صنعتی، در نظر گرفته شود.

نتیجه‌گیری

با توجه به اینکه سفتی پا یک متغیر چندوجهی است و می‌تواند تحت تأثیر عواملی نظیر قدرت، انعطاف و سطح فعالیت عضلات، عوامل عصبی و هندسه‌ی ساختار اسکلتی بدن قرار گیرد، تعیین آن به کمک آزمون هاپینگ با پیچیدگی‌های فراوانی روبه‌رو است. پژوهش حاضر نشان داد که شیوه‌ی اجرا و استراتژی مورد نظر در آزمون هاپینگ در چه مواردی بر سفتی پای به‌دست آمده تأثیر می‌گذارد و در کدام موارد، تأثیر شایانی ندارد. پیش‌فرض تقارن اندام برتر و غیربرتر، در هاپینگ بیشینه نقض شد و پیش‌فرض مشابهت استراتژی‌های ترجیحی و کنترلی، در مورد هاپینگ روی پای برتر برقرار نبود. رابطه‌ی میان سفتی پای دوطرفه و یک‌طرفه نیز، بیش از آنکه از قوانین حاکم بر فنرهای غیرفعال پیروی کند، از نظریه‌ی کسر دوطرفه تبعیت نمود. لحاظ نمودن این نکات، در تعیین میزان بهینه‌ی سفتی پا

مشاهده شد اما مقادیر مربوط به سفتی پای دوطرفه در هاپینگ بیشینه (که فرکانسی پایین‌تر دارد)، این روند را برهم می‌زند. علت احتمالی این است که آزمودنی در اجرای هاپینگ بیشینه، برخلاف هاپینگ کنترلی با فرکانس پایین، آزادی عمل دارد و می‌تواند با تنظیم F_{max} و Δy ، سفتی پا را ثابت نگه دارد.

تفاوت بین سه شیوه‌ی اجرا

سفتی پای دوطرفه در هر سه استراتژی، بیشتر از سفتی پای یک‌طرفه بود که این یافته با مطالعات پیشین (براونر و همکاران، ۲۰۱۴، هوبارا و همکاران، ۲۰۱۳) تطابق دارد. یافته‌ی مهم این بخش، عدم تقارن بین سفتی پای برتر و غیربرتر بود که تنها در آزمون هاپینگ بیشینه مشاهده شد. مطالعات پیشین در مورد راه رفتن نشان داده‌اند که بیشتر شدن یا کمتر شدن سرعت از سرعت ترجیحی، عدم تقارن بین دو اندام در ضربه‌ی نیروی عکس‌العمل زمین را ظاهر می‌کند (سیلی، آمبرگر، شاپیرو، ۲۰۰۸). در حوزه‌ی سفتی پا، براونر و همکاران (۲۰۱۴) در هاپینگ با فرکانس ۲/۲ هرتز و هوبارا و همکاران (۲۰۱۳) در هاپینگ با فرکانس‌های ۱/۵، ۲/۲ و ۳ هرتز، تفاوتی بین سفتی پای اندام‌های برتر و غیربرتر مشاهده نمودند. این طور بیان شد که قاعده‌ی مشاهده شده در راه رفتن در مورد هاپینگ و سفتی پا صدق نمی‌کند. با این حال، تحقیق حاضر نشان می‌دهد که در شرایط سخت اجرای هاپینگ بیشینه، تفاوت بین دو اندام واضح می‌شود. کمتر بودن سفتی پای برتر، در درجه‌ی اول ناشی از کمتر بودن F_{max} (تفاوت معنادار) و در ثانی ناشی از بیشتر بودن Δy (تفاوت نزدیک به معناداری) بود. به نظر می‌رسد پای غیربرتر با داشتن سفتی بیشتر، در حرکاتی مانند ضربه زدن با پا (در فوتبال یا ورزش‌های رزمی) یا پرش‌های تک‌پا، به‌عنوان پای تکیه‌گاه قرار می‌گیرد تا از سقوط مرکز جرم جلوگیری کند یا نیروی عکس‌العمل زمین مورد نیاز را فراهم نماید. از سوی دیگر بر اساس اظهارات آزمودنی‌ها، اجرای هاپینگ تک‌پا روی پای برتر، راحت‌تر بوده و آزمودنی‌ها حین اجرا، کمتر از مرکز صفحه‌ی نیرو فاصله می‌گرفتند. این یافته‌ها، بر نقش حمایتی پای غیربرتر و ایفای نقش حرکتی و کنترل حرکات ماهرانه توسط پای برتر (صادقی، الارد، پرینس، لابله، ۲۰۰۰)، تأکید می‌کند.

تشخیص افراد با ریسک آسیب بالا حائز اهمیت می‌باشد.

برای داشتن عملکرد مناسب و خطر بروز آسیب پایین و در

References

- Ashroostaghi, M., Sadeghi, Heydar., Shirzad, Elham. (In Press). [A review of the concept of stiffness in the research on mechanical properties and behavior of human body and its measurement methods in lower extremity]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. (In Persian)
- Ashroostaghi, M., Shirzad, E., & Sadeghi, H. (2016). [Comparing the leg stiffness in hopping test between female and male athletes]. *Journal of Modern Rehabilitation*, 9(7), 37-44. (In Persian)
- Ashroostaghi, M., Shirzad, E., Arshi, A. A. (2015). [The relationship between leg stiffness and the stretch-shortening cycle efficiency during vertical jump in female athletes]. *Sport Medicine Studies*, 7(18), 79-90. (In Persian)
- Brauner, T., Sterzing, T., Wulf, M., & Horstmann, T. (2014). Leg stiffness: Comparison between unilateral and bilateral hopping tasks. *Human Movement Science*, 33, 263-272.
- Ditroilo, M., Watsford, M., Murphy, A., & De Vito, G. (2011). Assessing musculo-articular stiffness using free oscillations: theory, measurement and analysis. *Sports Medicine*, 41(12), 1019-1032.
- Farley, C. T., & Morgenroth, D. C. (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of Biomechanics*, 32(3), 267-273.
- Fukashiro, S., Rob, M., Ichinose, Y., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (1995). Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 71(6), 555-557.
- Granata, K., Padua, D., & Wilson, S. (2002). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(2), 127-135.
- Hobara, H., Inoue, K., & Kanosue, K. (2013). Effect of hopping frequency on bilateral differences in leg stiffness. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(1), 55-60.
- Hobara, H., Kobayashi, Y., Kato, E., & Ogata, T. (2013). Differences in spring-mass characteristics between one-and two-legged hopping. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(6), 785-789.
- Hobara, H., Kobayashi, Y., Yoshida, E., & Mochimaru, M. (2015). Leg stiffness of older and younger individuals over a range of hopping frequencies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(2), 305-309.
- 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), 312-317.
- Lamontagne, M., & Kennedy, M. J. (2013). The biomechanics of vertical hopping: a review. *Research in Sports Medicine*, 21(4), 380-394.
- Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (1993). Joint stiffness: Myth or reality? *Human Movement Science*, 12(6), 653-692.
- Maloney, S. J., Fletcher, I. M., & Richards, J. (2016). A comparison of methods to determine bilateral asymmetries in vertical leg stiffness. *Journal of Sports Sciences*, 34(9), 829-835.
- McGill, S. M. (2009). *Ultimate back fitness and performance* (4th ed.). Waterloo, Canada: Backfitpro Incorporated.
- McMahon, J. J., Comfort, P., & Pearson, S. (2012). Lower Limb Stiffness: Effect on Performance and Training Considerations. *Strength & Conditioning Journal*, 34(6), 94-101.
- McMahon, T. A., & Cheng, G. C. (1990). The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, 23, 65-78.
- Moir, G. (2016). *Strength and conditioning : a biomechanical approach*. Burlington, Massachusetts: Jones & Bartlett Learning.
- Moresi, M. P., Bradshaw, E. J., Greene, D. A., & Naughton, G. A. (2015). The impact of data reduction on the intra-trial reliability of a typical measure of lower limb musculoskeletal stiffness. *Journal of Sports Sciences*, 33(2), 180-191.
- Pruyn, E. C., Watsford, M., & Murphy, A. (2014). The relationship between lower-body stiffness and dynamic performance. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 39(10), 1144-1150.
- Pruyn, E. C., Watsford, M. L., Murphy, A. J., Pine, M. J., Spurrs, R. W., Cameron, M. L., & Johnston, R. J. (2012). Relationship between leg stiffness and lower body injuries in professional Australian football. *Journal of Sports Sciences*, 30(1), 71-78.
- Rejc, E., Lazzer, S., Antonutto, G., Isola, M., & Di Prampero, P. E. (2010). Bilateral deficit and EMG activity during explosive lower limb contractions against different overloads. *European Journal of Applied Physiology*, 108(1), 157-165.
- Riese, S., Seyfarth, A., & Grimmer, S. (2013). Linear center-of-mass dynamics emerge from non-linear leg-spring properties in human hopping. *Journal of Biomechanics*, 46(13), 2207-2212.
- Sadeghi, H., Allard, P., & Duhaime, M. (1997). Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Human Movement Science*, 16(2), 243-258.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & posture*, 12(1), 34-45.
- Seeley, M. K., Umberger, B. R., & Shapiro, R. (2008). A test of the functional asymmetry hypothesis in walking. *Gait & posture*, 28(1), 24-28.

- 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), 1347-1363.
- Shirzad, E., Ravasi, A. A., Ashrotaghi, M. (2015). [Correlation between lower body stiffness and agility in racket-players]. *Research in Sport Medicine & Technology*, 13(9), 37-46. (In Persian)
- Watsford, M. L., Murphy, A. J., McLachlan, K. A., Bryant, A. L., Cameron, M. L., Crossley, K. M., & Makdissi, 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), 2058-2064.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). Hoboken, New Jersey, USA: John Wiley & Sons.