DOI: 10.22122/jrrs.v16i0.3625 Published by Vesnu Publications

بررسی ارتباط سفتی عمودی حین اجرای آزمون هاپینگ با شاخص زمان رسیدن به پایداری در اجرای فرود

محمدامین محمدیان[۱]، حیدر صادقی[۲]، مهدی خالقی تازجی[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: به لحاظ نظری، «سفتی» در تأمین ثبات و پایداری مؤثر است و می‌تواند موجب کاهش خطر بروز آسیب شود. هدف از انجام پژوهش حاضر، تعیین ارتباط سفتی عمودی با شاخص زمان رسیدن به پایداری در اجرای فرود بود.

مواد و روش‌ها: ۲۰ مرد فعال و سالم به طور داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. آزمون‌های هاپینگ عمودی به سه شیوه دو طرفه، یک طرفه روی پای برتر و یک طرفه روی پای غیر برتر و با سه استراتژی دلخواه، کنترلی (فرکانس ۲/۲ هرتز) و بیشینه به منظور تعیین متغیرهای سفتی عمودی و آزمون فرود تک پا از روی سکو برای تعیین متغیرهای زمان رسیدن به پایداری در سه راستای عمودی، قدامی- خلفی و داخلی- خارجی بر روی صفحه نیرو اجرا شد. ارتباط سفتی عمودی با متغیرهای زمان رسیدن به پایداری با استفاده از آزمون همبستگی Pearson در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ تعیین گردید.

یافته‌ها: رابطه مثبت و معنی‌داری بین سفتی عمودی بیشینه یک طرفه روی پای برتر (P = ۰/۰۴۸ ،r = ۰/۴۵) و غیر برتر (P = ۰/۰۱۲ ،r = ۰/۵۲) با متغیر زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی مشاهده شد.

نتیجه‌گیری: سفتی عمودی بیش از حد، زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی و به دنبال آن، خطر بروز آسیب‌های مرتبط با آن را افزایش می‌دهد.

کلید واژه‌ها: سفتی عمودی؛ هاپینگ؛ زمان رسیدن به پایداری؛ فرود

ارجاع: محمدیان محمدامین، صادقی حیدر، خالقی تازجی مهدی. **بررسی ارتباط سفتی عمودی حین اجرای آزمون هاپینگ با شاخص زمان رسیدن به پایداری در اجرای فرود.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۹؛ ۱۶: ۲۰۰-۱۹۵.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۶/۱۹ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۷/۱۳ تاریخ چاپ: ۱۳۹۹/۷/۱۵

مقدمه

در سال‌های اخیر، شاهد هستیم مطالعات در مورد سفتی اندام تحتانی افزایش یافته است؛ چرا که محققان تلاش می‌کنند پیچیدگی‌های مکانیک اندام تحتانی را بیشتر و بهتر درک نمایند. سفتی عمودی ارتباط بین میزان خم شدن اندام تحتانی و نیروی خارجی وارد شده را توصیف می‌کند (۳-۱). هاپینگ (Hopping)، یک تکلیف حرکتی ساده و به نسبت کنترل شده با ویژگی‌های فنر مانند و مناسب برای محاسبه سفتی عمودی است (۴) و اغلب در مطالعات تعیین سفتی عمودی مورد استفاده قرار می‌گیرد. این تکلیف می‌تواند به صورت دو طرفه و یک طرفه و همچنین، با استراتژی‌ها یا محدودیت‌های مختلف از نظر ارتفاع و فرکانس پرش (دلخواه، کنترلی و بیشینه) اجرا شود (۵). نحوه اجرای هاپینگ، تأثیر مستقیمی بر مقادیر سفتی به دست آمده دارد (۳، ۱).

نتایج پژوهش‌های مختلف نشان داده شده است که سفتی با عملکرد و خطر آسیب ارتباط دارد (۹-۶، ۱). سطوح بالای سفتی با افزایش خطر آسیب‌های پرکاری و سطوح پایین سفتی با خطر آسیب‌های بافت نرم مرتبط می‌باشد (۱). با این وجود، تاکنون تحقیقات محدودی در زمینه ارتباط سفتی با خطر بروز آسیب صورت گرفته است. ارتباط منفی سفتی همسترینگ با میزان انتقال قدامی تیبیا، عدم ارتباط معنی‌دار بین سفتی همسترینگ و کینماتیک فرود (فلکشن و ولگوس زانو) از نتایج مطالعات می‌باشد (۱۰). Watsford و همکاران (۶) و Pruyn و همکاران (۱۱) با انجام دو پژوهش آینده‌نگر، نتیجه‌گیری کردند که سفتی زیاد اندام تحتانی و عدم تقارن سفتی اندام تحتانی پای چپ و راست، با آسیب بافت نرم فوتبالیست‌ها در طول فصل مرتبط است. همچنین، مجموعه‌ای دیگر از شواهد، سفتی بالا را با برخی عوامل خطرزای آسیب (۱۴-۱۲) و برخی مطالعات، سفتی پایین را با برخی دیگر از عوامل خطرزای آسیب مرتبط دانسته‌اند (۱۳، ۱).

با توجه به کمبود تحقیقات در زمینه ارتباط سفتی با عوامل خطرزای آسیب و همچنین، نتایج متناقض گزارش شده، پژوهشگران بیان نظرات دقیق در مورد این ارتباط را نیازمند انجام مطالعات بیشتر در این حوزه دانسته‌اند (۱۵). در این زمینه، تاکنون ارتباط سفتی با تعادل و پایداری که علاوه بر کمک به بهبود عملکرد، از عوامل خطر بروز آسیب نیز به شمار می‌رود، مورد بررسی قرار نگرفته است. این در حالی است که به لحاظ نظری، یکی از کارکردهای مهم سفتی، نقش احتمالی آن در تأمین ثبات و پایداری می‌باشد که می‌تواند موجب کاهش

۱- دانشجوی دکتری تخصصی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲- استاد، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳- استادیار، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
نویسنده مسؤول: محمدامین محمدیان؛ دانشجوی دکتری تخصصی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
Email: amin.electronic71@gmail.com

خطر بروز آسیب شود (۱۶). متغیر زمان رسیدن به پایداری (Time to stability)، مدت زمان لازم برای بازگشت به حالت باثبات پس از فرود را مشخص می‌کند (۱۷). این سه متغیر به دفعات مورد بررسی قرار گرفته‌اند و از عوامل خطرزای اندام تحتانی به شمار می‌روند. از این‌رو، کشف روابط سفتی با شاخص زمان رسیدن به پایداری در سه راستا، می‌تواند حایز اهمیت باشد. همچنین، با توجه به تمرین‌پذیر بودن سفتی، نتایج پژوهش حاضر می‌تواند به مربیان برای ارایه تمرینات تخصصی با هدف کاهش یا افزایش سفتی به منظور بهبود عملکرد و کاهش خطر بروز آسیب‌های مرتبط با تعادل و پایداری کمک کند. تاکنون مطالعه‌ای ارتباط سفتی با این سه متغیر را مورد بررسی قرار نداده است. بنابراین، هدف از انجام تحقیق حاضر، تعیین ارتباط سفتی عمودی با متغیر زمان رسیدن به پایداری در سه راستای عمودی، قدامی- خلفی و داخلی- خارجی بود.

مواد و روش‌ها

این پژوهش از نوع نیمه تجربی و مدل آن ارتباط‌سنجی بود. جامعه آماری را دانشجویان پسر فعال رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تشکیل دادند. از درون جامعه آماری، ۲۰ نفر با روش نمونه‌گیری در دسترس به عنوان نمونه آماری در مطالعه شرکت کردند. حداقل تعداد نمونه با استفاده از نرم‌افزار G*Power و بر اساس آزمون همبستگی Pearson با توان ۰/۸، اندازه اثر ۰/۳۵ و آلفای ۰/۰۵، ۱۸ نفر برآورد گردید.

هدف و مراحل آزمون برای آزمودنی‌ها توضیح داده شد. سپس آن‌ها فرم رضایت‌نامه و مشخصات فردی را تکمیل کردند. معیار ورود آزمودنی‌ها شامل داشتن حداقل هفته‌ای دو جلسه و در هر جلسه حداقل یک ساعت فعالیت ورزشی بود. داشتن هرگونه ناهنجاری و یا آسیب در اندام تحتانی طی شش ماه گذشته نیز به عنوان معیارهای خروج در نظر گرفته شد. رعایت اصول اخلاقی در آزمون‌های مورد نظر تحقیق حاضر، در کمیته اخلاق پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی بررسی گردید و با کد IR.SSRI.REC.1396.126 مورد تأیید قرار گرفت.

اطلاعات مربوط به نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از صفحه نیروی Kistler (مدل ۹۲۸۱، سوئیس) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت گردید. پایی که آزمودنی با آن به توپ ضربه می‌زند، به عنوان پای برتر تعیین شد. پیش از اجرای آزمون‌ها، از آزمودنی‌ها درخواست گردید پس از پنج دقیقه گرم کردن که شامل دویدن و حرکات کششی و جهشی می‌شد، آزمون‌های هاپینگ و فرود تک پا را اجرا کنند.

آزمودنی‌ها آزمون هاپینگ را با سه استراتژی (دلخواه، کنترلی و بیشینه) و به صورت دو طرفه، یک طرفه روی پای برتر و یک طرفه روی پای غیر برتر اجرا نمودند. در هر آزمون هاپینگ، از آزمودنی‌ها درخواست شد ۱۵ هاپ متوالی را پابرهنه و دست به کمر روی صفحه نیرو انجام دهند. قبل از ثبت داده‌ها، شیوه اجرای آزمون‌ها به آزمودنی‌ها آموزش و اجازه داده شد تا زمانی که با تکلیف احساس راحتی کنند، به تمرین تکلیف بپردازند (حدود ۴ تا ۵ دقیقه). در استراتژی دلخواه، از آزمودنی درخواست گردید پرش را با فرکانس و ارتفاع دلخواه انجام دهد. در استراتژی کنترلی، با استفاده از یک مترونوم دیجیتالی برای تنظیم فرکانس، آزمودنی، هاپینگ را با فرکانس ۲/۲ هرتز (۲/۲ جهش در هر ثانیه) انجام داد (۱۹، ۱۸). در استراتژی بیشینه، آزمودنی عمل هاپینگ را با هدف رسیدن به بیشترین ارتفاع ممکن و با کمترین زمان تماس با زمین اجرا نمود (۲).

پس از اجرای آزمون‌های هاپینگ، نحوه اجرای آزمون فرود از روی سکو به آزمودنی آموزش داده شد. سکویی با ارتفاع ۳۵ سانتی‌متر به فاصله ۱۰ سانتی‌متری از صفحه نیرو قرار داده شد. از آزمودنی درخواست شد روی سکو به حالت دست به کمر، پابرهنه و روی پای غیر برتر قرار گیرد و با پرش روی پای برتر، در مرکز صفحه نیرو فرود آید و به محض فرود، با صاف کردن بدن و نگاه به روبه‌رو در حدود ۲۰ ثانیه در همین وضعیت تعادل خود را حفظ کند. لغزیدن پای فرود روی صفحه نیرو، تماس پای دیگر با زمین یا استفاده از دست‌ها برای حفظ تعادل، سه معیار اجرای ناصحیح بود (۲۰). دو فرود صحیح برای هر آزمودنی مد نظر قرار گرفت. در هنگام فرود و حفظ تعادل، صفحه نیرو، نیروهای عکس‌العمل زمین را ثبت کرد.

از کل داده‌های ثبت شده با استفاده از صفحه نیرو حین اجرای آزمون هاپینگ، داده‌های مربوط به پنج جهش میانی (جهش ششم تا دهم)، شامل یک مرحله تماس و یک مرحله پرواز، برای تحلیل‌های بعدی جدا شد (۲۱، ۲). از فیلتر پایین‌گذر Butterworth مرتبه چهار، با فرکانس‌های قطع ۵۰ هرتز به منظور فیلتر کردن داده‌های صفحه نیرو (مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین) استفاده گردید (۲۱، ۲). سفتی عمودی از تقسیم نیروی بیشینه عکس‌العمل زمین (F_{max}) بر مقدار عمودی جابه‌جایی مرکز جرم (ΔY) حین مرحله تماس با زمین به دست آمد (رابطه ۱) (۲۲).

$$k_ver=F_max/\Delta Y \qquad \text{رابطه ۱}$$

F_{max} به طور مستقیم از داده‌های صفحه نیرو استخراج شد. تغییرات جابه‌جایی مرکز جرم در راستای عمودی با استفاده از روش دو بار انتگرال گیری از نیروی عمودی عکس‌العمل زمین تخمین زده شد (۲۳) و تغییر ارتفاع مرکز جرم (ΔY) حین فاز اکسنتریک مرحله تماس هاپینگ محاسبه گردید. در نهایت، از سفتی به دست آمده برای پنج جهش میانگین گرفته شد.

جهت محاسبه زمان رسیدن به پایداری، با استفاده از داده‌های ثبت شده به وسیله صفحه نیرو، ابتدا سیگنال‌های نیرو با تقسیم کردن بر وزن بدن آزمودنی نرمال و سپس با استفاده از فیلتر پایین‌گذر دو راهه Butterworth مرتبه دوم با فرکانس برش ۱۲ هرتز فیلتر شدند. میانگین سیگنال‌های نیرو در بازه پنج ثانیه‌ای از ۷ تا ۱۲ ثانیه، محاسبه گردید و به عنوان خط مبنای ثبات در نظر گرفته شد. پس از این که سیگنال‌های نیرو با قدرمطلق‌گیری یک‌سوسازی شد، مقدار انحراف استاندارد سیگنال از ۷ تا ۱۲ ثانیه محاسبه گردید. در ادامه، از لحظه رسیدن به اوج تا ۱۲ ثانیه پس از فرود، یک تابع چند جمله‌ای مرتبه سه بر داده‌های نیرو برازش شد. لحظه‌ای که این منحنی درجه سه، از میزان مشخصی به خط مبنا نزدیک‌تر می‌گردید، به عنوان لحظه رسیدن به پایداری در نظر گرفته می‌شد. این میزان مشخص، برای سیگنال‌های عمودی، قدامی- خلفی و مدیولترال به ترتیب برابر با ۳۰، ۱۵ و ۷ برابر انحراف استاندارد تعیین شده برای همان سیگنال (در بازه زمانی ۷ تا ۱۲ ثانیه) تعیین گردید (۲۴).

روند مذکور در نرم‌افزار MATLAB (R2018a, Math Works Ink, USA) کدنویسی و به منظور محاسبه متغیرهای مورد نظر پژوهش اجرا شد. توصیف داده‌ها با استفاده از میانگین و انحراف معیار و بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون Shapiro-Wilk انجام گردید. برای تعیین ارتباط بین متغیرهای مطالعه، از آزمون آماری همبستگی Pearson در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده گردید.

http://jrrs.mui.ac.ir

یافته‌ها

میانگین و انحراف معیار ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول ۱ ارایه شده است.

جدول ۱. ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها

متغیر	میانگین ± انحراف معیار
سن (سال)	۲۴/۵۸ ± ۱/۶۴
وزن (کیلوگرم)	۶۰/۱۶ ± ۴/۷۴
قد (متر)	۱/۷۶ ± ۰/۰۶
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۱۹/۳۷ ± ۱/۳۸

توصیف داده‌های سفتی عمودی در جدول ۲ ارایه شده است. سفتی عمودی دو طرفه مربوط به استراتژی کنترلی حدود ۳۴ درصد ($P = ۰/۰۰۱$) و ۶۲ درصد ($P < ۰/۰۰۱$) به ترتیب از سفتی عمودی دو طرفه مربوط به استراتژی دلخواه و بیشینه بزرگ‌تر بود. همچنین، مقادیر سفتی عمودی هاپینگ یک طرفه نسبت به هاپینگ دو طرفه در استراتژی کنترلی (۱۴ درصد)، دلخواه (۲۴ درصد) و بیشینه (۱۰ درصد) کوچک‌تر بودند. مقادیر میانگین متغیرهای زمان رسیدن به پایداری حین اجرای فرود تک پا در سه راستای عمودی، قدامی- خلفی و داخلی- خارجی به ترتیب ۰/۵۱ ± ۱/۱۴، ۰/۳۹ ± ۱/۴۲ و ۰/۸۶ ± ۱/۳۸ ثانیه به دست آمد.

نتایج آزمون همبستگی بین متغیرهای سفتی عمودی به تفکیک استراتژی و شیوه اجرا با متغیرهای زمان رسیدن به پایداری در سه راستای داخلی- خارجی، قدامی- خلفی و عمودی، در جدول ۳ آمده است. بر اساس نتایج، از بین سفتی عمودی محاسبه شده با استراتژی‌ها و شیوه‌های اجرای متفاوت، تنها ارتباط سفتی اندام تحتانی بیشینه یک طرفه روی پای برتر و روی پای غیر برتر با متغیر زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی مثبت و معنی‌دار بود.

بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی ارتباط متغیر سفتی عمودی حین اجرای هاپینگ با متغیر زمان رسیدن به پایداری در سه راستا در اجرای فرود بود. یافته‌ها نشان داد که از بین متغیرهای اندازه‌گیری شده، تنها سفتی عمودی بیشینه یک طرفه (روی پای برتر و روی پای غیر برتر) با زمان رسیدن به ثبات در راستای قدامی- خلفی ارتباط مثبت و معنی‌داری دارد؛ در حالی که ارتباط معنی‌داری بین سفتی عمودی دو طرفه و همچنین، سفتی عمودی دلخواه و کنترلی با زمان رسیدن به ثبات در هیچ یک از سه راستا مشاهده نشد.

Fransz و همکاران از روشی مشابهی برای محاسبه شاخص زمان رسیدن به پایداری استفاده کردند و مقدار این متغیر را در راستای داخلی- خارجی، قدامی- خلفی و عمودی به ترتیب حدود ۱، ۱/۲ و ۰/۸ گزارش نمودند (۲۴) که نشان دهنده همخوانی مقادیر زمان رسیدن به ثبات در مطالعه حاضر با پیشینه پژوهش می‌باشد. اندکی بیشتر بودن مقادیر زمان رسیدن به پایداری در تحقیق حاضر نسبت به پژوهش Fransz و همکاران با توجه به این که ارتفاع فرود در مطالعه حاضر، ۳۰ سانتی‌متر و در تحقیق Fransz و همکاران، ۲۰ سانتی‌متر بود (۲۴)، منطقی به نظر می‌رسد.

تاکنون هیچ پژوهشی ارتباط بین سفتی عمودی و زمان رسیدن به پایداری را مورد بررسی قرار نداده است و تنها به نقش احتمالی سفتی در تأمین ثبات سیستم و کاهش خطر بروز آسیب از این طریق اشاره شده است (۱۶). در بسیاری از فعالیت‌های ورزشی، حفظ تعادل و رسیدن به ثبات پس از اجرای فرود به لحاظ عملکردی و همچنین، به منظور پیشگیری از آسیب حایز اهمیت است. به عنوان مثال، پس از اجرای آبشار والیبال و یا ضربه سر در فوتبال، فرود با پاسچری متعادل، موجب می‌شود بازیکن سریع‌تر خود را برای ادامه بازی آماده کند و عملکرد بهتری را از خود نشان دهد یا در ورزشی مانند ژیمناستیک، بخشی از امتیاز ورزشکار بر اساس توانایی او در رسیدن به ثبات و تعادل حین فرود محاسبه می‌شود. همچنین، بیان شده است که زمان رسیدن به پایداری طولانی در سه راستا، نشانه‌ای از نقص در سیستم کنترل عصبی عضلانی می‌باشد (۱۷) و به عنوان عامل خطرزای آسیب‌های اندام تحتانی معرفی شده است (۲۵، ۱۷). بنابراین، زمان رسیدن به پایداری طولانی‌تر پس از اجرای فرود، می‌تواند منجر به کاهش عملکرد و افزایش خطر بروز آسیب در ورزشکاران شود. نتایج مطالعه حاضر نشان می‌دهد که سفتی عمودی با زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی رابطه مستقیمی دارد. بنابراین، سفتی عمودی زیادتر می‌تواند موجب ضعف عملکرد و افزایش خطر بروز آسیب در ورزشکاران شود. همچنین، این که ثبات قدامی- خلفی مفصل زانو یکی از عوامل مهم در پیشگیری از بروز آسیب Anterior cruciate ligament (ACL) است (۲۷، ۲۶)، احتمال خطرزا بودن سفتی عمودی بیش از حد را قوت می‌بخشد. محققان سفتی کم را نیز عامل آسیب بافت نرم دانسته‌اند؛ چرا که سفتی کم با خم شدن بیشتر مفاصل اندام تحتانی همراه است و اگرچه با جذب انرژی حین فرود موجب کاهش شوک ناشی از ضربه می‌گردد، اما اندام را در انتهای دامنه حرکتی قرار می‌دهد و مجر به تنش لیگامنت‌ها و خطر آسیب بافت نرم می‌شود. بنابراین، به نظر می‌رسد سفتی بیش از حد یا سفتی خیلی کم نمی‌تواند در کاهش خطر بروز آسیب مزیت باشد و شاید مقداری بهینه برای آن وجود دارد.

عدم وجود ارتباط معنی‌دار بین سفتی عمودی با زمان رسیدن به پایداری در راستای عمودی و راستای داخلی- خارجی، می‌تواند مربوط به روش محاسبه سفتی عمودی باشد. سفتی عمودی از تقسیم نیروی بیشینه بر تغییرات عمودی مرکز جرم در فاز اکسنتریک هاپینگ محاسبه می‌شود (۸).

جدول ۲. میانگین سفتی عمودی حین اجرای آزمون‌های هاپینگ به تفکیک استراتژی و شیوه اجرا (نیوتون بر متر در کیلوگرم)

استراتژی	دو طرفه	یک طرفه روی پای برتر	یک طرفه روی پای غیر برتر
دلخواه	۱۶۶/۸۶ ± ۵۳/۹۵	۱۴۵/۵۸ ± ۳۷/۵۷	۱۵۴/۵۰ ± ۲۹/۷۲
کنترلی	۲۲۴/۴۵ ± ۵۴/۳۴	۱۸۰/۷۹ ± ۴۷/۵۷	۱۸۳/۵۴ ± ۴۰/۳۱
بیشینه	۱۳۸/۲۲ ± ۶۵/۰۴	۱۳۴/۶۹ ± ۴۴/۴۳	۱۳۸/۲۲ ± ۳۰/۹۰

داده‌ها بر اساس میانگین ± انحراف معیار گزارش شده است.

http://jrrs.mui.ac.ir

جدول ۳. نتایج آزمون همبستگی بین سفتی عمودی (نیوتون بر متر در کیلوگرم) با زمان رسیدن به ثبات در سه راستا (ثانیه)

متغیر	آماره	زمان رسیدن به ثبات در راستای عمودی	زمان رسیدن به ثبات در راستای قدامی- خلفی	زمان رسیدن به ثبات در راستای داخلی- خارجی
سفتی دو طرفه دلخواه	r	-۰/۱۳	۰/۱۶	-۰/۰۳
	P	۰/۳۶۰	۰/۲۵۰	۰/۸۴۰
سفتی پای برتر دلخواه	r	۰/۱۱	۰/۲۲	-۰/۱۴
	P	۰/۵۴۰	۰/۲۳۰	۰/۵۰۰
سفتی دو طرفه کنترلی	r	-۰/۰۴	۰/۱۱	۰/۱۰
	P	۰/۸۴۰	۰/۴۲۰	۰/۵۸۰
سفتی پای برتر کنترلی	r	-۰/۱۵	-۰/۱۰	-۰/۱۹
	P	۰/۴۷۰	۰/۵۷۰	۰/۳۳۰
سفتی پای غیر برتر کنترلی	r	-۰/۰۵	۰/۱۸	۰/۲۸
	P	۰/۷۷۰	۰/۲۶۰	۰/۱۴۰
سفتی دو طرفه بیشینه	r	۰/۱۴	۰/۳۶	۰/۲۷
	P	۰/۳۹۰	۰/۰۶۰	۰/۱۳۰
سفتی پای برتر بیشینه	r	۰/۰۶	*۰/۵۲	۰/۳۴
	P	۰/۷۵۰	۰/۰۱۲	۰/۰۵۸
سفتی پای غیر برتر بیشینه	r	۰/۱۰	*۰/۴۵	۰/۳۱
	P	۰/۵۴۰	۰/۰۱۸	۰/۰۶۰

*معنی‌داری در سطح P < ۰/۰۵۰

تغییرات عمودی مرکز جرم نیز تابع میزان خم شدن اندام تحتانی می‌باشد و خم شدن اندام تحتانی نیز در راستای قدامی- خلفی اتفاق می‌افتد و توسط فلکسورها و اکستنسورها کنترل می‌گردد (۱). به طور قطع، پایداری در راستای قدامی- خلفی نیز بیشتر وابسته به عملکرد فلکسورها و اکستنسورها می‌باشد. استدلال ذکر شده می‌تواند دلیل احتمالی عدم وجود ارتباط معنی‌دار سفتی عمودی با زمان رسیدن به پایداری در راستای عمودی و داخلی- خارجی و ارتباط معنی‌دار سفتی عمودی با زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی باشد.

محدودیت‌ها

یکی از محدودیت‌های پژوهش حاضر، گروه نمونه مورد بررسی بود که ورزشکاران آموزش دیده نبودند. بنابراین، تعمیم یافته‌های به دست آمده به گروه ورزشکاران باید با احتیاط انجام شود و نیازمند بررسی بیشتری می‌باشد. مورد دیگر، مربوط به محدودیت در استفاده از سیستم آنالیز حرکت برای محاسبه جابه‌جایی عمودی مرکز جرم بود. در مطالعه حاضر، برای تعیین سفتی عمودی و جابه‌جایی عمودی مرکز جرم بدن، از روش دو بار انتگرال‌گیری از نیروی عمودی عکس‌العمل زمین استفاده شد.

پیشنهادها

توصیه می‌شود مطالعه مشابهی بر روی گروه ورزشکاران آموزش دیده انجام شود تا بتوان نتایج حاصل از آن را با اطمینان بیشتری به گروه ورزشکاران تعمیم داد. به منظور حذف خطای ناشی از محاسبه تغییرات مرکز جرم با استفاده از روش دو بار انتگرال‌گیری از داده‌های صفحه نیرو، پیشنهاد می‌گردد به جای این روش، از آنالیز چند سگمنتی با استفاده از سیستم آنالیز حرکت استفاده شود.

نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که سفتی عمودی بیش از حد، زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی را افزایش می‌دهد؛ در حالی که با زمان رسیدن به پایداری در راستای عمودی و داخلی- خارجی ارتباطی ندارد.

تشکر و قدردانی

پژوهش حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد و کد اخلاق IR.SSRI.REC.1396.126، مصوب دانشگاه خوارزمی می‌باشد. بدین وسیله از دانشجویان تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی تهران و کلیه افرادی که در انجام این مطالعه همکاری نمودند، تشکر و قدردانی به عمل می‌آید.

نقش نویسندگان

محمدامین محمدیان، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهمی علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، حیدر صادقی، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهمی علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، مهدی خالقی تازجی، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهمی علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران را به عهده داشتند.

http://jrrs.mui.ac.ir

منابع مالی

تحقیق حاضر بر اساس تحلیل ثانویه بخشی از اطلاعات مستخرج از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی و کد اخلاق IR.SSRI.REC.1396.126، مصوب دانشگاه خوارزمی تنظیم گردید. دانشگاه خوارزمی در جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و گزارش آن‌ها، تنظیم دست‌نوشته و تأیید نهایی مقاله برای انتشار اعمال نظر نداشته است.

تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند.

References

1. Butler RJ, Crowell HP 3rd, Davis IM. Lower extremity stiffness: Implications for performance and injury. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2003; 18(6): 511-7.
2. Hobara H, Inoue K, Kanosue K. Effect of hopping frequency on bilateral differences in leg stiffness. J Appl Biomech 2013; 29(1): 55-60.
3. Pearson SJ, McMahon J. Lower limb mechanical properties: determining factors and implications for performance. Sports Med 2012; 42(11): 929-40.
4. Lamontagne M, Kennedy MJ. The biomechanics of vertical hopping: A review. Res Sports Med 2013; 21(4): 380-94.
5. 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 Sports Sci 2012; 30(13): 1347-63.
6. Watsford ML, Murphy AJ, McLachlan KA, Bryant AL, Cameron ML, Crossley KM, et al. A prospective study of the relationship between lower body stiffness and hamstring injury in professional Australian rules footballers. Am J Sports Med 2010; 38(10): 2058-64.
7. Bojsen-Moller 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 (1985) 2005; 99(3): 986-94.
8. Pruyn EC, Watsford M, Murphy A. The relationship between lower-body stiffness and dynamic performance. Appl Physiol Nutr Metab 2014; 39(10): 1144-50.
9. 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.
10. Blackburn JT, Norcross MF, Cannon LN, Zinder SM. Hamstrings stiffness and landing biomechanics linked to anterior cruciate ligament loading. J Athl Train 2013; 48(6): 764-72.
11. Pruyn EC, Watsford ML, Murphy AJ, Pine MJ, Spurrs RW, Cameron ML, et al. Relationship between leg stiffness and lower body injuries in professional Australian football. J Sports Sci 2012; 30(1): 71-8.
12. Padua DA, Arnold BL, Perrin DH, Gansneder BM, Carcia CR, Granata KP. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. J Athl Train 2006; 41(3): 294-304.
13. Flanagan EP, Galvin L, Harrison AJ. Force production and reactive strength capabilities after anterior cruciate ligament reconstruction. J Athl Train 2008; 43(3): 249-57.
14. Maquirriain J. Leg stiffness changes in athletes with Achilles tendinopathy. Int J Sports Med 2012; 33(7): 567-71.
15. Brazier J, Maloney S, Bishop C, Read PJ, Turner AN. Lower extremity stiffness: Considerations for testing, performance enhancement, and injury risk. J Strength Cond Res 2019; 33(4): 1156-66.
16. McGill S. Ultimate Back Fitness and Performance. Waterloo, Canada: Backfitpro Incorporated; 2006.
17. Fransz DP, Huurnink A, de Boode VA, Kingma I, van Dieen JH. Time to stabilization in single leg drop jump landings: An examination of calculation methods and assessment of differences in sample rate, filter settings and trial length on outcome values. Gait Posture 2015; 41(1): 63-9.
18. Farley CT, Morgenroth DC. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. J Biomech 1999; 32(3): 267-73.
19. Brauner T, Sterzing T, Wulf M, Horstmann T. Leg stiffness: Comparison between unilateral and bilateral hopping tasks. Hum Mov Sci 2014; 33: 263-72.
20. Sutherlin MA, Mangum LC, Russell S, Saliba S, Hertel J, Hart JM. Landing stiffness between individuals with and without a history of low back pain. J Sport Rehabil 2020; 29(1): 28-36.
21. Hobara H, Kobayashi Y, Yoshida E, Mochimaru M. Leg stiffness of older and younger individuals over a range of hopping frequencies. J Electromyogr Kinesiol 2015; 25(2): 305-9.
22. Williams DS, III, Davis IM, Scholz JP, Hamill J, Buchanan TS. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. Gait Posture 2004; 19(3): 263-9.
23. Cavagna GA. Force platforms as ergometers. J Appl Physiol 1975; 39(1): 174-9.
24. Fransz DP, Huurnink A, de Boode VA, Kingma I, van Dieen JH. The effect of the stability threshold on time to stabilization and its reliability following a single leg drop jump landing. J Biomech 2016; 49(3): 496-501.
25. Aerts I, Cumps E, Verhagen E, Verschueren J, Meeusen R. A systematic review of different jump-landing variables in relation to injuries. J Sports Med Phys Fitness 2013; 53(5): 509-19.
26. Granata KP, Wilson SE, Padua DA. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part I. Quantification in controlled measurements of knee joint dynamics. J Electromyogr Kinesiol 2002; 12(2): 119-26.
27. 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.

DOI: 10.22122/jrrs.v16i0.3625 Published by Vesnu Publications

Investigation of the Relationship between Vertical Stiffness and Time to Stability Index during Landing

Mohammad Amin Mohammadian[1], Heydar Sadeghi[2], Mehdi Khaleghi-Tazji[3]

Original Article

Abstract

Introduction: Theoretically, stiffness is effective in the stability and can subsequently reduce the risk of injury. The aim of this study was to investigate the relationship between vertical stiffness and time to reach stability during landing.

Materials and Methods: Twenty healthy active men participated voluntarily in this study. Vertical hopping tests were performed bilaterally, unilaterally on dominant leg, and unilaterally on non-dominant leg with self-selected, controlled (frequency: 2.2 Hz), and maximal strategies during which vertical stiffness variables were determined. Single-leg landing test from platform was performed to determine the variables of time to reach stability in vertical, anterior-posterior (AP), and medio-lateral (ML) directions on the force plate. The relationship between vertical stiffness and time to reach stability variables was determined by Pearson correlation test ($P \leq 0.05$).

Results: A significant positive relationship was observed between maximum unilateral vertical stiffness on dominant leg ($r = 0.45$, $P = 0.048$) and non-dominant leg ($r = 0.52$, $P = 0.012$) with time to reach stability in AP direction.

Conclusion: These findings suggest that high level of vertical stiffness increases the AP time to reach stability and consequently increases the risk of associated injuries.

Keywords: Vertical stiffness; Hopping; Time to stability; Landing

Citation: Mohammadian MA, Sadeghi H, Khaleghi-Tazji M. **Investigation of the Relationship between Vertical Stiffness and Time to Stability Index during Landing.** J Res Rehabil Sci 2020; 16: 195-200.

Received date: 09.09.2020 Accept date: 04.10.2020 Published: 05.10.2020

1- PhD Student, Department of Biomechanics and Sports Injuries, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
2- Professor, Department of Biomechanics and Sports Injuries, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
3- Assistant Professor Department of Biomechanics and Sports Injuries, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
Corresponding Author: Mohammad Amin Mohammadian; PhD Student, Department of Biomechanics and Sports Injuries, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran; Email: amin.electronic71@gmail.com