

Research Paper

Is the Elastic Behavior of Human Body Related to the Risk Factors of Musculoskeletal Injuries during Landing?**M. Ashroostaghi¹, H. Sadeghi², E. Shirzad³**

1. Assistant Professor in Sport Biomechanics, Sport Science Research Institute of Iran, Tehran (Corresponding Author)
2. Professor in Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
3. Assistant Professor in Medical Engineering, University of Tehran, Iran

Received Date: 2021/07/05

Accepted Date: 2022/02/16

Abstract

The elastic properties and behavior of human body structure are potentially effective on perturbation control and force transmission and so could theoretically be considered as the determinant factors of musculoskeletal injury prevention. The purpose of this study was to determine the relationship between human body elastic behavior and musculoskeletal risk factors during unilateral landing. 30 young healthy men performed hopping and unilateral landing tests on a force plate and in front of a high-speed camera to quantify the elastic behavior and injury risk factors. Leg stiffness as one of the most important parameters of human body elastic behavior and time to stability, knee flexion and knee valgus as some injury risk factors were calculated and their relationships were determined by Pearson correlation test. There were some positive significant correlation coefficients between leg stiffness and initial and final knee flexion angle but there wasn't any relationship between leg stiffness and knee valgus parameters. Another important finding of this study was the positive significant correlation of leg stiffness and time to stability along with anteroposterior axis. According to the results, it seems although high values of leg stiffness is considered as an important factor to success in some movement performances like sprinting, actually it can disturb to adopt a correct landing technique and it can delay the anterior-posterior stabilization. Specific training method modifying the landing technique, regulating the leg stiffness, and optimizing the body elastic behavior, can be effective on the prevention of lower body musculoskeletal injuries like ACL injury.

Keywords: Elastic Behavior, Leg Stiffness, Hopping, Risk Factors, Landing Injury, Stability

1. Email: mojtabaashr@yahoo.com
2. Email: sadeghih@yahoo.com
3. Email: eshirzad@ut.ac.ir



Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

Extended Abstract

Background and Purpose

The elastic properties and behavior of human body structure are potentially effective on perturbation control and force transmission and so could theoretically be considered as the determinant factors of musculoskeletal injury prevention (1). Many researchers believe that too stiff musculotendinous structures are inappropriate to shock absorption required after imposing huge impulses. This may result to bone injuries or avulsion fractures (2). In contrast, too compliant tissue may cause an impaired system to damp the external perturbation and then to decrease the joint stability (3). Landing is one of the most popular human movements that integrate both impulse shock and stability problem (4). In order to test the above-mentioned theories, the purpose of this study was to determine the relationship between human body elastic behavior and musculoskeletal risk factors during unilateral landing.

Materials and Methods

30 young healthy men (age 22.28 ± 2.88 years, height 1.77 ± 0.06 m, weight 67.67 ± 8.20 kg) participated voluntarily in this study with the ethical code of IR.SSRC.REC.1399.112.

Leg stiffness as one of the most important parameters of human body elastic behavior was measured through performing the vertical hopping tests in three movement strategies (preferred, controlled, and maximal) and three styles (bilateral, on dominant leg, and on non-dominant leg) on a force plate and in front of a high-speed camera. Sampling frequency was 300 Hz for video recording and 500 Hz for force acquisition. In contact time of the hopping task, the leg behavior is similar to a linear spring. Then, leg stiffness (K) can be calculated by dividing the maximum ground reaction force (F_{max}) to maximum compression of the leg during eccentric phase of the contact time (ΔL). A self-written MATLAB code helped us to calculate the leg stiffness in 9 (3 styles \times 3 strategy) conditions. K_b , K_d and K_n are representing the leg stiffness in three styles: bilateral, on dominant leg, and on non-dominant leg respectively.

To measure the injury risk factors, all participants performed a unilateral landing task from a 30 cm platform to a force plate. They were encouraged to maintain their stability and stand upright as soon as possible and stay on that posture to 20 seconds. In addition to the force plate, two digital high-speed cameras recorded the movement from sagittal and frontal views. Having the ground reaction force and the trajectory of markers located on subject's landing leg, 9 injury risk related variables were calculated. Time to stability along with three axes of vertical (TTS_v), anteroposterior (TTS_{ap}) and mediolateral (TTS_{ml}), initial and final knee



angles in sagittal and frontal planes (Fle₁, Fle₂, Val₁, Val₂) and finally the knee flexion and valgus (Fle and Val) during the absorption phase of landing were the calculated variables.

Mean and standard deviation of the variables were reported as descriptive statistics section and intraclass correlation coefficients (ICC) were presented as reliability criteria. Pearson correlation coefficients were reported to determine the relationship between elastic behavior and injury risk factors, as the main purpose of this study, and to determine the relationships of the risk factor variables, as an optional one. The level of statistical significance was set at $p < 0.05$.

Findings

Descriptive statistics revealed that the mean and standard deviation of leg stiffness for all hopping tests, in different conditions, was 17004 ± 4608 N/m. Initial and final knee angles were 167.7 ± 4.6 and 124.6 ± 7.6 in sagittal plane and were 176.4 ± 3.4 and 168.8 ± 6.6 in frontal plane. Therefore, the knee flexion and valgus during absorption phase of landing were 42.9 ± 6.9 and 7.6 ± 6.4 respectively. Mean and standard deviation of time to stability along with vertical, anteroposterior and mediolateral axis were 1.64 ± 0.27 , 1.30 ± 0.39 and 1.54 ± 0.72 . Intraclass correlation coefficients for nine leg stiffness variables were between 0.75 and 0.91. The ICC for Fle₁, Fle₂, Fle, Val₁, Val₂, Val, TTS_v, TTS_{ap}, TTS_{ml} were respectively 0.80, 0.72, 0.61, 0.91, 0.81, 0.80, 0.25, 0.50 and 0.56.

There were significant positive correlation coefficients between initial and final knee angles. Further, there were significant negative correlation coefficients between knee angle changes and final knee angles both in sagittal and in frontal planes. Additionally, a positive relationship of knee flexion and knee valgus was founded. Minimal positive correlation coefficients were shown between time to stability variables; however, none of them was statistically significant. The negative relationship of knee flexion and TTS_{ml} was the only statistically significant correlation coefficient between kinematic and stability related injury risk factors.

The relationship between leg stiffness and injury risk factor variables were presented by the correlation coefficients in table 1. For a comprehensive interpretation of results, the coefficients less than 0.2 were identified by dark background color and the stronger correlations were identified by white background color. The statistically significant correlations were signed by “*”.

Based on the results reported in table 1, there were some positive significant correlation coefficients between leg stiffness and initial and final knee flexion angle but there wasn't any relationship between leg stiffness and knee valgus



parameters. Another important finding of this study was the positive significant correlation of leg stiffness and time to stability along with anteroposterior axis.

Table 1. Pearson correlation coefficients of the variables related to human body elastic behavior and the musculoskeletal injury risk factors during landing (n=30).

Hopping strategy	Landing event	Knee Flexion			Knee Valgus			Time To Stability		
	Variable symbol	Fle ₁	Fle ₂	Fle	Val ₁	Val ₂	Val	TTS _{ml}	TTS _{ap}	TTS _v
Preferred	K _b	0.38	0.31	-0.11	-0.01	-0.09	0.08	-0.14	0.22	-0.19
	K _d	0.36	0.32	-0.12	0.18	0.08	0.01	-0.03	0.27	0.10
	K _n	0.53*	0.53*	-0.24	0.05	0.06	-0.04	-0.02	0.06	-0.09
Controlled	K _b	0.34	0.24	-0.05	0.18	-0.06	0.16	-0.04	0.14	-0.17
	K _d	0.30	0.13	0.06	0.16	-0.09	0.19	0.11	0.12	-0.12
	K _n	0.29	0.07	0.14	0.06	-0.10	0.14	-0.09	-0.01	-0.26
Maximal	K _b	0.37*	0.53*	-0.36	-0.08	0.06	0.11	0.06	0.35	0.28
	K _d	0.31	0.44*	-0.28	0.05	0.04	-0.02	0.14	0.46*	0.31
	K _n	0.23	0.36	-0.23	0.16	0.00	0.09	-0.04	0.38	0.18

*significance at 0.05 level

Conclusion

The results of descriptive statistics section and reliability test are approximately similar to previous studies. There was no relationship between leg stiffness and knee valgus but there was some evidence supporting that the stiffer leg spring, the more extended knee at initial and final moment of absorption phase and the less knee flexion in this phase. The only statistically significant relationship between leg stiffness and time to stability was found along with anteroposterior axis.

It seems although high value of leg stiffness is considered as an important factor to success in some movement performances like sprinting, actually it can disturb to adopt a correct landing technique and it can delay the anteroposterior stabilization. Specific training method modifying the landing technique, regulating the leg stiffness, and optimizing the body elastic behavior, can be effective on the prevention of lower body musculoskeletal injuries like ACL injury.

Keywords: Elastic Behavior, Leg Stiffness, Hopping, Risk Factors, Landing Injury, Stability



References

1. París-García F, Barroso A, Canas J, Ribas J, & París F. A critical study on the experimental determination of stiffness and viscosity of the human triceps surae by free vibration methods. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2013;227(9):935-54.
2. 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 & Conditioning Journal. 2014;36(5):103-12.
3. Butler RJ, Crowell III HP, Davis IM. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. Clinical Biomechanics. 2003;18(6):511-7.
4. Moir G. Strength and Conditioning: A Biomechanical Approach: Jones & Bartlett Learning; 2015.



آیا رفتار الاستیک بدن با عوامل خطرزای آسیب‌های اسکلتی-عضلانی حین فرود ارتباط دارد؟

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

۱. دکترای بیومکانیک ورزشی، استادیار پژوهشگاه علوم ورزشی ایران، تهران، ایران (نویسنده مسئول)

۲. دکترای بیومکانیک ورزشی، استاد دانشگاه خوارزمی تهران، ایران

۳. دکترای مهندسی پزشکی، استادیار دانشگاه تهران، تهران، ایران

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۱۱/۲۷

تاریخ ارسال ۱۴۰۰/۰۴/۱۴

چکیده

رفتار و ویژگی الاستیک ساختارهای بدن انسان، نقشی بالقوه در چگونگی انتقال نیرو و غلبه بر اغتشاشات خارجی وارد بر بدن دارد؛ از این رو می‌تواند نقشی تعیین‌کننده در پیشگیری از بروز آسیب‌های اسکلتی-عضلانی داشته باشد. هدف پژوهش حاضر، سنجش ارتباط میان رفتار الاستیک بدن با عوامل خطرزای آسیب‌های اسکلتی-عضلانی حین فرود تک‌پا بود. سی مرد جوان سالم آزمون‌های هاپینگ را برای تعیین رفتار الاستیک بدن و آزمون فرود تک‌پا را برای تعیین عوامل خطرزای آسیب، روی یک صفحه نیرو و در برابر دوربین سرعت‌زیاد انجام دادند. سفتی پا به‌عنوان یکی از مهم‌ترین متغیرهای تعیین‌کننده رفتار الاستیک بدن و زمان رسیدن به پایداری، فلکشن و والگوس زانو به‌عنوان عوامل خطرزای آسیب، محاسبه شدند و ارتباط آن‌ها از طریق آزمون همبستگی پیرسون تعیین شد. ضرایب همبستگی معنادار مثبت بین سفتی پا و زاویه فلکشن اولیه و نهایی زانو حین فرود مشاهده شد، اما هیچ ارتباط معناداری بین سفتی پا با والگوس زانو وجود نداشت. روابط معنادار مثبت بین سفتی پا و زمان رسیدن به پایداری در راستای آنتریوپوستریور، دیگر یافته این پژوهش بود. براساس یافته‌های پژوهش حاضر، به نظر می‌رسد سفتی پای بالا عاملی مهم برای موفقیت در برخی عملکردهای حرکتی نظیر دویدن شناخته می‌شود، اما می‌تواند اجرای صحیح تکنیک فرود را با اختلال مواجه کند و رسیدن به شرایط پایدار در راستای آنتریوپوستریور را به تأخیر اندازد. اجرای تمرینات تخصصی به منظور اصلاح تکنیک فرود یا تعدیل سفتی پا و بهینه‌سازی رفتار الاستیک بدن می‌تواند در پیشگیری از آسیب‌های اسکلتی-عضلانی اندام تحتانی نظیر آسیب ACL مؤثر باشد.

واژگان کلیدی: رفتار الاستیک، سفتی پا، هاپینگ، عوامل خطرزا، آسیب فرود، پایداری.

1. Email: mojtabaashr@yahoo.com

2. Email: sadeghih@yahoo.com

3. Email: eshirzad@ut.ac.ir



مقدمه

دستیابی به عملکرد حرکتی بهینه، از مهم‌ترین اهداف علوم مرتبط با حرکات انسان است (۱). در حوزه سلامت و برای عموم افراد جامعه، اجرای بدون درد حرکات روزمره را می‌توان عملکرد بهینه در نظر گرفت، اما در حوزه رقابت و برای ورزشکاران، اجرای موفق حرکات ورزشی با کمترین خطر بروز آسیب مدنظر قرار می‌گیرد (۲، ۳). پژوهش حاضر بر سازوکارهای پیشگیری از آسیب، به‌عنوان یکی از پایه‌های عملکرد حرکتی بهینه متمرکز می‌شود.

شیوع زیاد آسیب‌های اسکلتی-عضلانی اندام تحتانی در محیط‌های ورزشی، پژوهشگران را به سوی کشف مکانیزم‌ها و عوامل مؤثر بر این آسیب‌ها سوق داده است (۴). فرود، از جمله پرخطرترین حرکتی است که ورزشکاران (و حتی افراد عادی) پیوسته به اجرای آن مجبور هستند. اصلی‌ترین مشخصه مکانیکی در تمام انواع فرود، ضربه ناگهانی نیروی عکس‌العمل زمین است که بلافاصله پس از برخورد با زمین به وجود می‌آید. مسئله اول در فرود، مستهلک کردن انرژی جنبشی انتقالی مرکز جرم و مسئله دوم، کنترل تکانه خطی یا زاویه‌ای بدن و حفظ تعادل است (۴). غلبه بر این مسائل معمولاً به بهره‌گیری از تکنیک صحیح فرود و قدرت عضلانی مناسب نسبت داده می‌شود؛ باین‌حال به نظر می‌رسد بیش از آنکه اجرای موفق فرود ناشی از قدرت عضلات باشد، به توانایی ساختار چندمفصله اندام تحتانی در انتقال صحیح نیرو بستگی دارد (۴). درحقیقت، تلفیق مناسبی از قدرت، انعطاف‌پذیری و کنترل عصبی است که می‌تواند از آسیب‌زایی فرود بکاهد (۵)؛ بنابراین احتمالاً بررسی متغیرهای توصیف‌کننده رفتار الاستیک بدن (که پارامترهای مذکور را به‌طور هم‌زمان می‌سنجند) می‌تواند اطلاعات کامل‌تری از مسائل مطرح‌شده در فرود، حاصل کند.

سفتی که مهم‌ترین متغیر در توصیف رفتار الاستیک مواد است، سه کارکرد بالقوه در مکانیزم بدن انسان دارد: قابلیت ذخیره نیرو برای اجرای چرخه کشش-انقباض^۱ (SSC) را تعیین می‌کند، سرعت گسترش نیرو^۲ (RFD) در سیستم را تنظیم می‌کند و میزان مقاومت سیستم در برابر اغتشاشات وارده یعنی پایداری سیستم را مشخص می‌کند (۶، ۷). نظریه نسبتاً غالب در مورد ارتباط سفتی با خطر آسیب، این‌گونه بیان شده است: سفتی بیش از حد ساختارها مانع جذب مناسب شوک ناشی از ضربه‌های شدید و ناگهانی می‌شود که پیامد آن می‌تواند آسیب‌های استخوانی یا کندگی محل اتصال تاندون به استخوان^۳ باشد (۸). از سوی دیگر، سفتی کم موجب ضعف سیستم در تعدیل اغتشاشات و

1. Stretch Shortening Cycle
2. Rate of Force Development
3. Avulsion Fracture



ناپایداری مفصل می‌شود (۹، ۱۰). رشد اغتشاشات و قرارگیری مفصل در انتهای دامنه حرکتی موجب افزایش تنش لیگامنت‌ها و افزایش خطر آسیب بافت‌های نرم خواهد شد (۹، ۱۱). باوجود تکرار مکرر این نظریه در مطالعات مختلف، پشتوانه تجربی آن بسیار اندک است.

ارتباط میان سفتی و پایداری (به‌عنوان یکی از عوامل مؤثر در پیشگیری از آسیب)، اغلب در مطالعات انجام‌شده در زمینه تنه و بخش مرکزی بدن بحث شده است (۱۲، ۱۳). در اندام تحتانی می‌توان به دو تحقیق جداگانه از بلکبرن و همکاران اشاره کرد که رابطه میان سفتی همسترینگ با پایداری قدامی زانو (۱۴) و کینماتیک زانو حین فرود (۱۵) را تعیین کردند. براساس نتایج این پژوهش‌ها، سفتی همسترینگ با میزان انتقال قدامی تیپا ارتباط منفی دارد؛ به‌عبارت دیگر، همسترینگ سفت‌تر در پایداری قدامی زانو دارای مزیت است. همچنین ارتباط معناداری بین سفتی همسترینگ و کینماتیک فرود مشاهده نشد. علاوه بر سفتی زیرساخت‌های عضلانی، تاندونی و مفصلی، آزمون‌هایی برای تعیین سفتی پا^۱ نیز طراحی شده است که ادعا می‌شود معیاری از سفتی تمام زیرساخت‌های اندام تحتانی به دست می‌دهد. پیشینه پژوهش در زمینه ارتباط سفتی پا با خطر آسیب، به دو مطالعه آینده‌نگر محدود می‌شود که سفتی پای بالا یا تقارن‌نداشتن سفتی پای چپ و راست را در فوتبالیست‌هایی گزارش دادند که در طول فصل دچار آسیب بافت نرم شدند (۱۶، ۱۷). به نظر می‌رسد، پیشینه کافی از بررسی مستقیم ارتباط میان سفتی پا و عوامل خطرزای آسیب‌های اندام تحتانی وجود ندارد.

احتمالاً یکی از دلایل کمبود مطالعات در زمینه ارتباط سفتی و خطر آسیب، نبود آزمون‌هایی روتین و استاندارد برای تعیین سفتی است. در سال‌های اخیر، محققان از آزمون‌های تعیین سفتی پا استقبال کرده‌اند و پایایی نسبتاً زیادی برای آن گزارش شده است (۲۱-۱۸). از سوی دیگر، متغیرهایی نظیر کینماتیک مفاصل و زمان رسیدن به پایداری از جمله عوامل خطرزای موردعلاقه محققان در آزمون‌های فرود هستند (۲۲، ۴). پژوهش حاضر در راستای آزمون نظریه‌هایی که پیش از این بیان شد، به بررسی رابطه میان سفتی پا حین آزمون‌های هاپینگ (به‌عنوان معیاری از رفتار الاستیک بدن) با زمان رسیدن به پایداری، فلکشن و والگوس زانو حین فرود (به‌عنوان عوامل خطرزای آسیب اسکلتی-عضلانی) خواهد پرداخت. به‌منظور افزایش دقت تحلیل‌های نهایی، روابط میان عوامل خطرزای آسیب نیز تعیین می‌شود.

1. Leg Stiffness



روش‌شناسی پژوهش

این پژوهش نیمه‌تجربی، با شرکت داوطلبانه ۳۰ مرد جوان سالم (جرم $8/20 \pm 67/67$ کیلوگرم، قد $1/77 \pm 0/06$ متر و سن $22/28 \pm 2/88$ سال) از دانشجویان دانشکده تربیت‌بدنی دانشگاه خوارزمی انجام شد. تعداد آزمودنی‌ها بر مبنای ضریب برآورد ضریب همبستگی $0/5$ و توان آماری $0/8$ تعیین شد. در ابتدا آزمودنی‌ها رضایت‌نامه و مشخصات فردی را تکمیل کردند و در صورت نداشتن آسیب‌های اسکلتی-عضلانی اثرگذار بر اجرای آزمون‌ها، وارد تحقیق شدند. پای برتر به‌عنوان پای تعیین شد که با آن به توپ ضربه می‌زنند و سپس مراحل اجرای آزمون‌های هاپینگ برای تعیین سفتی پا و آزمون فرود برای تعیین عوامل خطرزای آسیب‌های اسکلتی-عضلانی برای آن‌ها شرح داده شد. رعایت اصول اخلاقی در این پژوهش تأیید شد و با کد IR.SSRC.REC.1399.112 در سامانه ملی اخلاق در پژوهش‌های زیست پزشکی ثبت شد.

تعیین سفتی پا: برای تعیین این متغیر که با واحد نیوتن بر متر بیان می‌شود، آزمون‌های هاپینگ با توضیحی که در ادامه بیان می‌شود، اجرا شد. پس از پنج دقیقه گرم‌کردن شامل دویدن، حرکات کششی و حرکات جهشی، پنج نشانگر در سمت راست و پنج نشانگر در سمت چپ آزمودنی، روی مفصل متاتارسوفالانژیال پنجم، قوزک خارجی، اپی‌کندیل خارجی استخوان ران، تروکانتر بزرگ استخوان ران و زائده آکرومیون قرار گرفت (۲۳). هر کوشش آزمون هاپینگ شامل ۱۵ جهش متوالی عمودی روی قسمت جلویی پا بود که آزمودنی باید به‌صورت پابرهنه و دست به کمر انجام می‌داد. آزمون‌ها به سه شیوه دوطرفه، روی پای برتر و روی پای غیربرتر^۱ با سه راهبرد حرکتی ترجیحی، کنترلی و بیشینه^۲ به هر آزمودنی آموزش داده شد.

در راهبرد ترجیحی، فقط شکل اجرای هاپینگ به آزمودنی نشان داده شد و تنظیم فرکانس و ارتفاع جهش‌ها بر عهده آزمودنی بود. در راهبرد کنترلی، آزمودنی همان حرکت قبلی را به‌صورت هاپینگ کنترلی و با فرکانس $2/2$ جهش در ثانیه ($2/2$ هرتز) انجام داد. برای تنظیم فرکانس از یک مترونوم استفاده شد و از آزمودنی خواسته شد که جهش‌هایش را با صدای ضربان تولیدشده توسط مترونوم تطبیق دهد. در راهبرد 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 (۲۴). آزمودنی می‌بایست هر یک از این سه راهبرد را با هر یک از سه شیوه، دو بار اجرا می‌کرد؛ در نتیجه هر آزمودنی در مجموع $3 \times 3 \times 2 = 18$

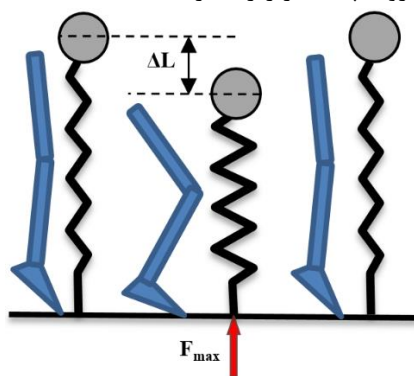
1. Bilateral, Dominant and Non-Dominant

2. Preferred, Controlled and Maximal



آزمون هایپینگ عمودی را انجام داد. آزمودنی مجاز بود برای یادگیری حرکات، به میزان کافی تمرین کند. فاصله بین آزمون‌ها به میزانی بود که اثر خستگی به حداقل برسد (با توجه به شدت آزمون، بین یک تا سه دقیقه). همه آزمون‌ها روی یک صفحه نیروی سه‌محوره (مدل BERTEC با ابعاد ۴۰×۶۰ سانتی‌متر) با فرکانس نمونه‌برداری ۵۰۰ هرتز و در برابر یک دوربین فیلم‌برداری سرعت‌زیاد (Casio مدل Exilim) با فرکانس ۳۰۰ هرتز که عمود بر سطح سجیتال حرکت قرار داشت، اجرا شد و به صورت دوبعدی ثبت شد. از بین کل داده‌های ثبت‌شده توسط صفحه نیرو و دوربین (برای ۱۵ جهش متوالی)، داده‌های مربوط به پنج جهش میانی (از جهش ششم تا جهش دهم) جدا شدند تا در ادامه تحلیل شود (۲۵).

با توجه به مدل جرم-فنر هایپینگ (شکل شماره یک)، سفتی پا از تقسیم مقدار بیشینه نیروی وارد بر فنر (F_{max}) بر میزان فشردگی فنر (ΔL) به دست می‌آید (۲۶، ۲۷). پارامتر F_{max} مقدار بیشینه مولفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین است که توسط صفحه نیرو ثبت شد و پارامتر ΔL برابر با میزان جابه‌جایی عمودی مرکز جرم آزمودنی در فاز تماس با زمین است که از طریق تصاویر دوربین سرعت‌زیاد، ردگیری حرکت نشانگرها، برنامه‌نویسی کامپیوتری در نرم‌افزار متلب و تعیین مختصات مرکز جرم در طی حرکت (۲۸) محاسبه شد؛ به این ترتیب، سفتی پا برای هر یک از جهش‌ها به‌طور جداگانه تعیین شد و میانگین مقادیر حاصل برای پنج جهش، به‌عنوان متغیر مربوط به آزمون هایپینگ مدنظر ثبت شد. با توجه به اینکه هر یک از آزمون‌ها دوبار تکرار شد، متغیر نهایی سفتی پا برای هر راهبرد و هر شیوه با میانگین‌گیری از متغیرهای به‌دست‌آمده برای این دو تکرار حاصل شد. با اجرای این مراحل، نه متغیر سفتی پا (سه شیوه × سه راهبرد) برای ۳۰ شرکت‌کننده به دست آمد. سفتی پای دوطرفه، روی پای برتر و روی پای غیربرتر، به ترتیب با نماد K_b ، K_d و K_n نشان داده می‌شود.



شکل ۱- مدل جرم-فنر برای هایپینگ‌های عمودی و پارامترهای اصلی تعیین سفتی پا بر اساس این مدل

تعیین عوامل خطرزا: برای اجرای آزمون فرود، یک سکوی ۳۰ سانتی‌متری به فاصله ۱۰ سانتی‌متری پشت صفحه نیرو قرار داده شد. سه نشانگر در سطح سجیتال (قوزک خارجی، اپی‌کندیل خارجی و تروکانتر بزرگ استخوان ران) و سه نشانگر در سطح فرونتال (نقطه میانی مفاصل مچ و زانو در سطح فرونتال و خار خاصره قدامی فوقانی) روی پای برتر آزمودنی چسبانده شد. از آزمودنی خواسته شد تا روی سکو به حالت پابرنه، دست به کمر و تک‌پا روی پای برتر بایستد و با یک جهش کوتاه روی همان پا در مرکز صفحه نیرو فرود آید و به محض فرود، با صاف کردن بدن و نگاه به روبه‌رو، تعادل خود را حفظ کند و ۲۰ ثانیه در همین حالت باقی بماند. لغزیدن پای فرود روی صفحه نیرو، تماس پای دیگر با زمین یا استفاده از تاب دادن دست‌ها برای حفظ تعادل، سه معیار اجرای ناصحیح بودند. دو فرود صحیح برای هر آزمودنی مدنظر بود. علاوه بر صفحه نیرو که نیروی عکس‌العمل زمین را ثبت می‌کرد، دو دوربین سرعت‌زیاد عمود بر صفحات سجیتال و فرونتال آزمودنی قرار داشتند و از فرود فیلم‌برداری کردند (۲۹-۳۱).

برای تعیین متغیرهای کینماتیکی مفصل زانو یعنی میزان فلکشن و والگوس زانو حین فرود، تصاویر ضبط‌شده توسط دو دوربین وارد نرم‌افزار آنالیز حرکت شد. پس از تشخیص نخستین لحظه تماس پا با زمین، زاویه تشکیل شده توسط سه نشانگر سطح سجیتال به‌عنوان زاویه فلکشن اولیه (Fle_1) و زاویه تشکیل شده توسط سه نشانگر در سطح فرونتال به‌عنوان زاویه والگوس اولیه (Val_1) ثبت شد. پس از تغییر زاویه زانو حین فرود، کمترین میزان زوایای مذکور به‌عنوان زوایای نهایی فلکشن و والگوس (Fle_2 و Val_2) معین شد. میزان فلکشن (Fle) و میزان والگوس زانو (Val) در طی فرود، به‌عنوان تفاضل زوایای اولیه و نهایی (زاویه اولیه منهای زاویه نهایی) محاسبه شد. مقادیر این متغیرها برحسب درجه گزارش شد. برای محاسبه زمان رسیدن به پایداری (TTS)، داده‌های ثبت شده توسط صفحه نیرو استفاده شد. در ابتدای فرود، سیگنال نیرو در هر سه راستا ناگهان افزایش می‌یابد، اما این نوسان پس از مدتی با متعادل شدن آزمودنی و رسیدن به پایداری به حداقل می‌رسد. چندین روش برای تخمین زدن زمان رسیدن به پایداری ارائه شده است (۳۱، ۳۲). در این پژوهش، چهار روش برای تعیین TTS امتحان شد و براساس دستورالعمل‌های بیان شده در مراجع، برنامه متلب مورد نیاز نوشته شد. تنها یکی از روش‌ها پایایی قابل قبول داشت؛ بنابراین نتایج حاصل از این روش، مبنای عمل قرار گرفت. در این روش که فرانسز و همکاران (۳۱) تشریح کردند، ابتدا سیگنال‌های نیرو با تقسیم کردن بر وزن بدن آزمودنی نرمال شده و سپس با استفاده از فیلتر پایین‌گذر دوره‌ای با ترورت مرتبه دوم با فرکانس برش ۱۲ هرتز فیلتر می‌شوند. میانگین سیگنال‌های نیرو در بازه پنج‌ثانیه‌ای از هفت تا دوازده ثانیه، به‌عنوان خط مبنای پایداری در نظر گرفته می‌شود. سیگنال‌های نیرو از طریق قدمطلق‌گیری



یکسوسازی می‌شوند و مقدار انحراف استاندارد سیگنال از هفت تا دوازده ثانیه محاسبه می‌شود. در ادامه، لحظه‌ای که مقدار نیرو به اوج خود رسید (در اوایل فرود)، مشخص می‌شود و یک تابع چندجمله‌ای مرتبه سه بر داده‌های نیرو از لحظه رسیدن به اوج تا دوازده ثانیه پس از فرود برازش می‌شود. اصولاً لحظه‌ای که این منحنی درجه سه از میزان مشخصی به خط مبنا نزدیک‌تر شود، به عنوان لحظه رسیدن به ثبات شناخته می‌شود. این میزان مشخص برای سیگنال‌های عمودی، آنتریوپوستریور و مدیولترال به ترتیب برابر با ۳۰، ۱۵ و ۷ برابر انحراف استاندارد تعیین شده برای همان سیگنال (در بازه زمانی هفت تا دوازده ثانیه) برآورد شده است (۳۱)؛ به این ترتیب، زمان رسیدن به پایداری محاسبه‌شدنی است. در تحقیق حاضر، این رویکرد استفاده و کدنویسی شد. زمان رسیدن به پایداری در سه راستای عمودی، آنتریوپوستریور و مدیولترال به ترتیب با نمادهای TTS_v ، TTS_{ap} و TTS_{ml} برای دو کوشش هر آزمودنی تعیین شد. با توجه به اجرای دو فرود صحیح توسط آزمودنی‌ها، متغیرهای این بخش نیز با میانگین‌گیری از مقادیر به دست آمده برای دو کوشش فرود محاسبه شدند. در مجموع، نه متغیر سفتی پا و نه متغیر عوامل خطرزای آسیب برای ۳۰ آزمودنی تعیین شد. برای توصیف این متغیرها، شاخص‌های میانگین و انحراف استاندارد گزارش می‌شوند. پایایی متغیرها از طریق شاخص ICC^1 سنجش می‌شود. به منظور افزایش دقت تحلیل‌های نهایی، روابط میان متغیرهای محاسبه‌شده از آزمون فرود تعیین می‌شود و در نهایت ارتباط بین نه متغیر نماینده رفتار الاستیک بدن با نه متغیر نماینده عوامل خطرزای آسیب ارائه خواهد شد. آزمون همبستگی پیرسون برای تعیین این روابط استفاده شده و سطح معناداری همه آزمون‌های آماری ۰/۰۵ لحاظ شده است.

نتایج

میانگین و انحراف استاندارد سفتی پا در مجموع شیوه‌ها و راهبردهای اجرای آزمون هاپینگ برابر با 170.04 ± 46.08 نیوتن بر متر به دست آمد. میانگین و انحراف استاندارد زوایای اولیه و نهایی زانو در سطح سجیتال 167.7 ± 4.6 و 124.6 ± 7.6 درجه و در سطح فرونتال 176.4 ± 3.4 و 168.8 ± 6.6 درجه بود که میزان فلکشن 42.9 ± 6.9 درجه و میزان والگوس 7.6 ± 6.4 درجه را در طی فرود حاصل کرد. میانگین زمان رسیدن به پایداری در راستای عمودی 1.64 ± 0.27 ، در راستای آنتریوپوستریور 1.30 ± 0.39 و در راستای مدیولترال 1.54 ± 0.72 ثانیه محاسبه شد. ضریب ICC برای نه متغیر سفتی پا مقادیری از 0.75 تا 0.91 به دست آمد و برای متغیرهای Fle_1 ، Fle_2 ، Val_1 ، Val_2 ،

1. Intraclass Correlation



Val، TTS_v، TTS_{ap} و TTS_{ml} به ترتیب برابر با ۰/۸۰، ۰/۷۲، ۰/۶۱، ۰/۹۱، ۰/۸۱، ۰/۸۰، ۰/۲۵، ۰/۵۰ و ۰/۵۶ محاسبه شد. نتایج آزمون همبستگی میان متغیرهای حاصل از آزمون فرود، در جدول شماره یک آورده می‌شود.

جدول ۱- ضرایب همبستگی بین متغیرهای آزمون فرود (تعداد = ۳۰)

نماد متغیر	Fle ₁	Fle ₂	Fle	Val ₁	Val ₂	Val	TTS _v	TTS _{ap}	TTS _{ml}
Fle ₁	۱	۰/۴۸*	۰/۱۲	۰/۲۳	۰/۰۶	۰/۰۶	-۰/۰۳	-۰/۱۷	-۰/۰۴
Fle ₂		۱	-۰/۸۱*	۰/۰۷	۰/۴۷*	-۰/۴۶*	۰/۲۵	۰/۰۹	۰/۳۶
Fle			۱	۰/۰۶	-۰/۵۱*	۰/۵۷*	-۰/۳۰	-۰/۲۰	-۰/۴۳*
Val ₁				۱	۰/۳۴	۰/۱۹	-۰/۰۱	۰/۰۹	۰/۱۱
Val ₂					۱	-۰/۸۶*	۰/۰۱	-۰/۱۹	۰/۲۲
Val						۱	-۰/۰۲	۰/۲۴	-۰/۱۷
TTS _v							۱	۰/۲۰	۰/۱۳
TTS _{ap}								۱	۰/۲۸
TTS _{ml}									۱

* معناداری در سطح ۰/۰۵

با توجه به تعدد ضرایب همبستگی در جدول شماره یک، ضرایبی که قدرمطلق آن‌ها کمتر از ۰/۲ است ($0/2 < r < 0/2$) با رنگ زمینه تیره مشخص شدند، ضرایب قوی‌تر با رنگ زمینه سفید مشخص شدند و ضرایب همبستگی که از نظر آماری معنادار بودند، با علامت ستاره متمایز شدند. دقت در این جدول نشان می‌دهد که روابط معنادار زیادی بین متغیرهای مربوط به کینماتیک مفصل زانو حین فرود وجود دارد، اما این روابط در مورد زمان رسیدن به پایداری بسیار ضعیف‌تر است. در جدول شماره دو، متغیرهای سفتی پا براساس راهبرد حرکتی اجرا شده در آزمون‌های تفکیک شده‌اند و متغیرهای مربوط به عوامل خطرزای اسکلتی-عضلانی به تفکیک رخداد مدنظر حین فرود مشخص شده‌اند. ضرایب همبستگی مندرج در این جدول، روابط میان این دو دسته متغیر را نشان می‌دهند.



جدول ۲- ضرایب همبستگی بین متغیرهای مربوط به رفتار الاستیک بدن و عوامل خطرزای آسیب‌های اسکلتی-عضلانی حین فرود (تعداد = ۳۰)

راهبرد	رخداد فرود	فلکشن زانو	والگوس زانو			زمان رسیدن به پایداری			نماد متغیر	هایپینگ
		Fle ₁	Fle ₂	Fle	Val ₁	Val ₂	Val	TTS _v	TTS _{ap}	TTS _{ml}
	K _b	۰/۳۸	۰/۳۱	-۰/۱۱	-۰/۰۱	-۰/۰۹	۰/۰۸	-۰/۱۴	۰/۲۲	-۰/۱۹
ترجیحی	K _d	۰/۳۶	۰/۳۲	-۰/۱۲	۰/۱۸	۰/۰۸	۰/۰۱	-۰/۰۳	۰/۲۷	۰/۱۰
	K _n	۰/۵۳*	۰/۵۳*	-۰/۲۴	۰/۰۵	۰/۰۶	-۰/۰۴	-۰/۰۲	۰/۰۶	-۰/۰۹
	K _b	۰/۳۴	۰/۲۴	-۰/۰۵	۰/۱۸	-۰/۰۶	۰/۱۶	-۰/۰۴	۰/۱۴	-۰/۱۷
کنترلی	K _d	۰/۳۰	۰/۱۳	۰/۰۶	۰/۱۶	-۰/۰۹	۰/۱۹	۰/۱۱	۰/۱۲	-۰/۱۲
	K _n	۰/۲۹	۰/۰۷	۰/۱۴	۰/۰۶	-۰/۱۰	۰/۱۴	-۰/۰۹	-۰/۰۱	-۰/۲۶
	K _b	۰/۳۷*	۰/۵۳*	-۰/۳۶	-۰/۰۸	۰/۰۶	۰/۱۱	۰/۰۶	۰/۳۵	۰/۲۸
بیشینه	K _d	۰/۳۱	۰/۴۴*	-۰/۲۸	۰/۰۵	-۰/۰۴	-۰/۰۲	۰/۱۴	۰/۴۶*	۰/۳۱
	K _n	۰/۲۳	۰/۳۶	-۰/۲۳	۰/۱۶	۰/۰۰	۰/۰۹	-۰/۰۴	۰/۳۸*	۰/۱۸

* معناداری در سطح ۰/۰۵

در جدول شماره دو نیز همانند جدول شماره یک، ضرایبی که قدرمطلق آن‌ها کمتر از ۰/۲ است، با رنگ زمینه تیره مشخص شدند، ضرایب قوی‌تر با رنگ زمینه سفید مشخص شدند و ضرایب همبستگی که از نظر آماری معنادار بودند، با علامت ستاره متمایز شدند. چنانکه ملاحظه می‌شود، متغیرهای مربوط به فلکشن و والگوس زانو به ترتیب قوی‌ترین و ضعیف‌ترین ارتباط را با رفتار الاستیک بدن نشان دادند.

بحث و نتیجه‌گیری

چنانکه در بخش‌های پیشین مطرح شد، در این پژوهش رفتار الاستیک بدن با استفاده از آزمون‌های هایپینگ سنجش شد و ارتباط آن با عوامل خطرزای آسیب اندام تحتانی حین فرود تک‌پا بررسی شد. ابتدا متغیرهای پژوهش توصیف و پایایی سنجی شد، سپس روابط میان متغیرهای مربوط به عوامل خطرزای آسیب تعیین شد و در نهایت ارتباط سفتی پا با زمان رسیدن به پایداری و کینماتیک زانو حین فرود محاسبه شد. به نظر می‌رسد، سفتی پا ارتباطی مستقیم با زاویه اولیه و نهایی زانو در صفحه ساجیتال و نیز زمان رسیدن به پایداری در راستای آنتریور پوسترور دارد.

توصیف و پایایی سنجی متغیرهای پژوهش: مقادیر به دست آمده برای سفتی پا (17004 ± 4608) با مقادیر گزارش شده در مطالعات پیشین که از روشی مشابه با پژوهش حاضر بهره برده‌اند، مطابقت



دارد (۳۳). بررسی تفکیکی مقادیر در راهبردها و شیوه‌های مختلف نیز حاکی از اجرای درست دستورالعمل‌های آزمون توسط آزمودنی‌هاست. پایایی محاسبه‌شده برای متغیرهای سفتی پا با داشتن ICC بین ۰/۷۵ و ۰/۹۱، خوب تا عالی ارزیابی می‌شود. سه پژوهش در سال ۲۰۱۵ (۲۰-۱۸)، یک پژوهش در سال ۲۰۱۴ (۲۱) و یک پژوهش در سال ۲۰۱۳ (۳۴)، از جمله مطالعات پایایی‌سنجی سفتی پا حین آزمون هاپینگ دو و یک‌طرفه با فرکانس‌های مختلف هستند که اغلب پایایی نسبتاً زیادی را گزارش کرده‌اند. این محققان به پایین‌تر بودن پایایی سفتی پا در استرژئی ترجیحی نسبت به استرژئی کنترلی اشاره کرده‌اند که در پژوهش حاضر تأیید نمی‌شود.

یافته‌های مطالعات پیشین در ارزیابی تکالیف فرود تک‌پا، درستی مقادیر به‌دست‌آمده برای عوامل خطرزای آسیب در این تحقیق را تأیید می‌کند. میانگین فلکشن زانو در مطالعات گذشته از حدود ۲۰ تا حدود ۶۰ درجه و میانگین والگوس زانو مقادیری از حدود ۵ تا حدود ۱۰ درجه گزارش شده است (۳۷-۳۵، ۲۹)؛ البته در مطالعات مذکور ارتفاع سکوها بین ۲۰ تا ۶۰ سانتی‌متر متغیر بود و در برخی از آن‌ها به‌جای استپ‌لندینگ از دراپ‌لندینگ استفاده شد یا آزمودنی‌ها زن بودند و در اغلب موارد، آزمودنی حین فرود کفش به پا داشت. این موارد می‌تواند بر مقدار زوایای زانو تأثیر بگذارد. هرینگتون و مونرو مقدار طبیعی زاویه والگوس را ک تا نه درجه برای مردان و پنج تا دوازده درجه برای زنان برآورد کردند (۲۹). با در نظر گرفتن مجموع این نتایج، به نظر می‌رسد میانگین فلکشن ۴۲/۹ درجه و میانگین والگوس ۷/۶ درجه در فرود تک‌پای پابره‌نه مردان از سکوی ۳۰ سانتی‌متری، در محدوده طبیعی قرار دارد. مقدار ICC برای فلکشن و والگوس به ترتیب ۰/۶۱ و ۰/۸۰ به دست آمد که پایایی متوسط و خوب را برای این دو متغیر نشان می‌دهد. ضرایب ICC بیشتر برای زوایای اولیه و نهایی مفصل زانو در صفحه سجیتال و فرونتال، از پایایی خوب تا عالی این متغیرها حکایت دارد.

مقدار TTS در مطالعات مختلف بسته به روش استفاده‌شده، تفاوت‌های نسبتاً زیادی دارد و از کمتر از یک تا بیشتر از چهار ثانیه برآورد شده است (۳۱). در تحقیق حاضر یکی از روش‌های پیشنهادی فرانسز و همکاران استفاده شد (۳۱). این محققان مقادیر TTS را در سه راستای عمودی، آنتریورپوستریور و مدیولترال (با روشی مشابه با تحقیق حاضر) به ترتیب حدود ۰/۸، ۱/۲ و یک ثانیه گزارش کردند که اندکی کمتر از میانگین‌های محاسبه‌شده در پژوهش حاضر (۱/۶۴، ۱/۳۰ و ۱/۵۴ ثانیه) است. ارتفاع فرود در تحقیق مذکور، ۲۰ سانتی‌متر بود که کمتر بودن مقادیر TTS را تبیین می‌کند. در بین سه متغیر مربوط به زمان رسیدن به ثبات، دو متغیر TTS_{ap} و TTS_{ml} با توجه به داشتن ICC برابر با ۰/۵۰ و ۰/۵۶ پایایی متوسط دارند و پایایی متغیر TTS_v با داشتن ICC برابر با ۰/۲۵ ضعیف برآورد می‌شود. میزان ICC برای متغیر زمان رسیدن به پایداری در مطالعات مختلف از



کمتر از ۰/۴ تا بیشتر از ۰/۹ گزارش شده است. در مطالعه فرانسوز و همکاران، میزان ICC در سه راستای عمودی، آنتریوپوستریور و مدیولترال به ترتیب حدود ۰/۸، ۰/۷ و ۰/۶ برآورد شده است (۳۱). با توجه به پایایی ضعیف تا متوسط این متغیر، باید بیشترین احتیاط را در تفسیر نتایج مربوط به این بخش در نظر داشت.

روابط درونی میان عوامل خطرزا: با توجه به نتایج گزارش شده در جدول شماره یک، روابط درونی بین متغیرهای مربوط به عوامل خطرزای آسیب اندام تحتانی حین فرود وجود دارد که باید درباره آن‌ها بحث شود. رابطه بین زاویه اولیه و نهایی زانو حین فرود، در صفحه سجیتال مثبت و معنادار ($r=0/48$ و $p=0/007$) و در صفحه فرونتال نیز مثبت و نزدیک به معناداری ($r=0/34$ و $p=0/071$) بود. این ارتباط نشان می‌دهد، وضعیت زانو در نخستین لحظه برخورد پا با زمین می‌تواند نقشی تعیین کننده در زاویه نهایی زانو داشته باشد. زاویه اولیه را می‌توان به پاسچر فرد یا به انقباض عضلات عمل کننده روی مفصل زانو (پیش از لحظه برخورد) یا به سفتی این عضلات نسبت داد. با وجود رابطه مثبت میان زاویه اولیه و نهایی زانو و با وجود اینکه میزان فلکشن و میزان والگوس حاصل تفریق زاویه نهایی از زاویه اولیه هستند، ارتباط Fle و Val صرفاً با زاویه نهایی به لحاظ آماری معنادار شده است. با توجه به رابطه قوی بین فلکشن نهایی و میزان فلکشن زانو ($r=0/81$ و $p=0/000$) و رابطه قوی بین والگوس نهایی و میزان والگوس زانو ($r=0/86$ و $p=0/000$)، به نظر می‌رسد برای صرفه جویی در وقت می‌توان از متغیرهای Fle_2 و Val_2 به جای Fle و Val (البته با دقت کمتر) استفاده کرد. زاویه اولیه زانو در صفحه سجیتال با زاویه اولیه در صفحه فرونتال ارتباط نداشت، اما رابطه‌ای مثبت و معنادار بین Fle_2 و Val_2 مشاهده شد ($r=0/10$ و $p=0/47$) و مشابه این رابطه نیز بین Fle و Val به دست آمد ($r=0/57$ و $p=0/001$). از آنجاکه عموماً فلکشن کم و والگوس زیاد به عنوان دو عامل خطرزای آسیب در فرود محسوب می‌شوند (۴)، ارتباط مثبت بین این دو متغیر نشان می‌دهد که احتمالاً مقدار بهینه‌ای برای آن‌ها وجود دارد؛ بنابراین هنگام تشویق افراد به اجرای تکنیک فلکشن زانو حین فرود (برای کاهش ضربه ناشی از نیروی عکس العمل زمین) باید به افزایش احتمالی زاویه والگوس (که عامل خطرزای مهمی در فرود است) توجه داشت.

روابط درونی بین سه متغیر زمان رسیدن به پایداری از نظر آماری معنادار نبود، اما سه ضریب همبستگی مثبت نشان می‌دهد که توانایی آزمودنی‌ها در پایداری‌سازی بدن پس از فرود در سه راستای عمودی، آنتریوپوستریور و مدیولترال را نمی‌توان مستقل از هم دانست. ارتباط منفی و معنادار میزان فلکشن زانو با زمان رسیدن به پایداری در راستای مدیولترال ($r=-0/43$ و $p=0/021$) یافته‌ای جالب توجه است که نشان می‌دهد احتمالاً آزمودنی‌ها نیازمند صرف زمان بیشتر برای رسیدن به فلکشن



بیشتر در مفصل زانو هستند، اما این عمل در نهایت رسیدن به شرایط پایدار را تسریع می‌کند. روابط میان رفتار الاستیک و عوامل خطرزا: ستون اول و دوم نتایج درج‌شده در جدول شماره دو، ضرایب همبستگی مثبت متغیرهای سفتی پا با فلکشن اولیه و نهایی زانو را نشان می‌دهد. این ضرایب در پنج مورد (از مجموع ۱۸ ضریب) از نظر آماری معنادارند. بیشتر ضرایب همبستگی در ستون سوم جدول منفی است، اما از نظر آماری معنادار نیست. به نظر می‌رسد، آزمودنی‌هایی که سفتی پای بالاتری دارند، با زانوی بازتری فرود می‌آیند. اصولاً آزمودنی باید برای اجرای فرودی ایمن، با انقباض عضلات پشت زانو (همسترینگ و گاستروکنمیوس) پیش از لحظه برخورد با زمین، فلکشن اولیه در مفصل زانو به وجود آورد. احتمالاً مقاومت عضلات آنتاگونیست (کوادریسپس) در برابر تغییر طول که می‌تواند در آزمودنی‌های با سفتی پای بیشتر رخ دهد، از انقباض آنتیسیپیتوری عضلات پشت زانو ممانعت می‌کند. همین مقاومت (در تمام اکستنسورهای مفاصل اندام تحتانی) می‌تواند علت ارتباط منفی (هرچند غیرمعنادار) سفتی پا با میزان فلکشن زانو باشد؛ در نتیجه در آزمودنی‌های با سفتی پای بالاتر، زاویه فلکشن نهایی بیشتر مشاهده شده است که می‌تواند شاهدهی بر اجرای نامناسب تکنیک فرود در این افراد و قرار گرفتن آن‌ها در معرض آسیب‌های ناشی از ضربه نیروی عکس‌العمل زمین باشد. سه ستون میانی جدول شماره دو حاکی از ضرایب همبستگی بسیار کم بین سفتی پا و والگوس زانو است. پیش از این به روابط نسبتاً قوی میان والگوس و فلکشن و روابط متوسط میان فلکشن و سفتی پا اشاره شد، اما با استناد به یافته‌های پژوهش حاضر به‌هیچ‌عنوان نمی‌توان از وجود ارتباط بین رفتار الاستیک بدن و والگوس زانو دفاع کرد. دلیل احتمالی ظهور ضرایب همبستگی بسیار کم در این بخش، می‌تواند این باشد که اصولاً تغییر مکان مرکز جرم (تغییر طول فنر در مدل جرم-فنر) حین اجرای آزمون هاپینگ، عمدتاً ناشی از تغییر زوایای مفاصل اندام تحتانی در صفحه ساجیتال است و بخش اندکی از آن را می‌توان به تغییر زوایای صفحه فرونتال نسبت داد؛ به این ترتیب، کشف روابط بین سفتی پا با زاویه زانو در صفحه ساجیتال، از ابتدا نیز محتمل‌تر از روابط سفتی پا با زاویه زانو در صفحه فرونتال بود.

سه ستون آخر جدول شماره دو، ارتباط رفتار الاستیک بدن با زمان رسیدن به پایداری را نشان می‌دهد. نخستین یافته این بخش، ضرایب همبستگی کم در ستون مربوط به TTS_v است که با توجه به پایایی کم این متغیر، نمی‌توان بحث چندان مستدلی درباره آن کرد؛ با این حال، ستون ذیل متغیر TTS_{ap} حاوی ضرایبی است که عمدتاً مثبت و در دو مورد نیز از نظر آماری معنادارند. ارتباط مثبت نشان می‌دهد که آزمودنی‌های با سفتی پای بالاتر، زمان بیشتری را برای رسیدن به پایداری در راستای آنتریوپوستریور صرف کرده‌اند. زمان رسیدن به پایداری طولانی‌تر نشانگر ضعف در کنترل پاسچر



حین فرود است و می‌تواند نشانه‌ای از نقص در کنترل عصبی-عضلانی باشد (۲۲). از آنجاکه پایداری آنتریوپوروستریور مفصل زانو یکی از عوامل مهم در پیشگیری از بروز آسیب ACL است (۳۹، ۳۸)، یافته‌ی این تحقیق احتمالاً به خطر زابودن سفتی پای بیش از حد اشاره می‌کند. ظاهراً آزمودنی‌های با سفتی بالاتر با وجود فلکشن کمتر زانو و احتمالاً صرف زمان کمتر در این مرحله، دیرتر موفق به خنثی کردن اغتشاشات در راستای آنتریوپوروستریور می‌شوند. شواهدی مبنی بر صادق بودن این شرایط در راستای مدیولترال نیز در جدول شماره دو مشاهده می‌شود (سه سطر آخر ستون آخر)، اما با توجه به زیاد نبودن ضرایب همبستگی نمی‌توان با قطعیت درباره آن حکم داد.

بررسی سطری ضرایب همبستگی در جدول شماره دو نشان می‌دهد که از بین سه راهبرد اجرای هاپینگ، راهبرد بیشینه بهترین آزمون برای نشان دادن ارتباط بین سفتی پا و عوامل خطرزای آسیب است و راهبرد کنترلی که معمولاً به عنوان بهترین آزمون برای برقراری ارتباط بین سفتی پا و عملکرد حرکتی شناخته می‌شود، در زمینه آسیب کارایی چندانی ندارد. به نظر می‌رسد، شرایط دشوار آزمون هاپینگ بیشینه که به شرایط بروز آسیب نزدیک‌تر است و سنجش رفتار الاستیک بدن در این شرایط است، در این امر مؤثر بوده باشد.

پیام مقاله

با وجود صراحت نظریه‌های صادر شده درباره ارتباط میان سفتی و آسیب‌های اسکلتی-عضلانی، به نظر می‌رسد باید با احتیاط بیشتری در این زمینه سخن گفت. از دیدگاه تجربی و براساس مشاهده‌های آزمایشگاهی، وجود این ارتباط و همچنین مستقیم یا معکوس بودن آن تا حد زیادی به نوع آزمون‌ها و متغیرهای در نظر گرفته شده برای سنجش سفتی و آسیب دارد. براساس یافته‌های پژوهش حاضر، به نظر می‌رسد اگرچه سفتی پای بالا به عنوان یکی از عوامل موفقیت در برخی عملکردهای حرکتی مانند دویدن با سرعت بیشینه شناخته می‌شود، می‌تواند اجرای صحیح تکنیک فرود را با اختلال مواجه کند و رسیدن به شرایط پایدار را به تأخیر اندازد. تجویز و اجرای تمرینات تخصصی به منظور اصلاح تکنیک فرود یا تعدیل و بهینه‌سازی میزان سفتی پا می‌تواند در پیشگیری از آسیب‌های بعدی مؤثر باشد.

منابع

1. Hong Y, Bartlett R. Routledge handbook of biomechanics and human movement science. London: Routledge; 2008.
2. Bartlett R, Bussey M. Sports biomechanics: reducing injury risk and improving sports performance. London: Routledge; 2013.



3. Zatsiorsky V. The encyclopedia of sports medicine: an IOC Medical Commission Publication. Volume IX. Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons; 2008.
4. Moir G. Strength and conditioning: a biomechanical approach. Burlington, Massachusetts: Jones & Bartlett Learning; 2015.
5. Khezri D, Uosef Pour R, Fayyaz Moghar AJSiSM. The establishment of normative values for lower limbs strength, flexibility and alignment in runners of Mazandaran province. *Studies in Sport Medicine*. 2019;10(24):69-82. [In Persian]
6. París-García F, Barroso A, Canas J, Ribas J, París F. A critical study on the experimental determination of stiffness and viscosity of the human triceps surae by free vibration methods. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2013;227(9):935-54.
7. 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.
8. 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 & Conditioning Journal*. 2014;36(5):103-12.
9. Granata K, Padua D, Wilson S. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *J Electromyogr Kinesiol*. 2002;12(2):127-35.
10. Khezri D, Salari Esker F, Eslami MJSiSM. Quantifying foot inter-joint coordination and variability after wearing variable stiffness foot insoles during the stance phase of running. *Studies in Sport Medicine*. 2020;11(26):91-108. [In Persian].
11. Butler RJ, Crowell III HP, Davis IM. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*. 2003;18(6):511-7.
12. Vazirian M, Shojaei I, Tromp RL, Nussbaum MA, Bazrgari B. Age-related differences in trunk intrinsic stiffness. *Journal of Biomechanics*. 2016;49(6):926-32.
13. Lee BC, McGill SM. Effect of long-term isometric training on core/torso stiffness. *J Strength Cond Res*. 2015;29(6):1515-26.
14. Blackburn JT, Norcross MF, Padua DA. Influences of hamstring stiffness and strength on anterior knee joint stability. *Clinical Biomechanics*. 2011;26(3):278-83.
15. Blackburn JT, Norcross MF, Cannon LN, Zinder SM. Hamstrings stiffness and landing biomechanics linked to anterior cruciate ligament loading. *Journal of Athletic Training*. 2013;48(6):764-72.
16. 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. *The American Journal of Sports Medicine*. 2010;38(10):2058-64.
17. Pruyun 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.



18. Moresi MP, Bradshaw EJ, Greene DA, Naughton GA. The impact of data reduction on the intra-trial reliability of a typical measure of lower limb musculoskeletal stiffness. *J Sports Sci.* 2015;33(2):180-91.
19. Waxman JP, Schmitz RJ, Shultz SJ. The interday measurement consistency of and relationships between hamstring and leg musculo-articular stiffness. *J Appl Biomech.* 2015;31(5):340-8.
20. Maloney SJ, Fletcher IM, Richards J. Reliability of unilateral vertical leg stiffness measures assessed during bilateral hopping. *J Appl Biomech.* 2015;31(5):285-91.
21. Brauner T, Sterzing T, Wulf M, Horstmann T. Leg stiffness: comparison between unilateral and bilateral hopping tasks. *Hum Mov Sci.* 2014;33:263-72.
22. 20. Fransz DP, Huurnink A, de Boode VA, Kingma I, van Dieën 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.
23. Farley CT, Morgenroth DC. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of Biomechanics.* 1999;32(3):267-73.
24. Hobara H, Inoue K, Kanosue K. Effect of hopping frequency on bilateral differences in leg stiffness. *J Appl Biomech.* 2013;29(1):55-60.
25. 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.
26. Diggin D, Anderson R, Harrison AJ. Limits in reliability of leg-spring and joint stiffness measures during single-leg hopping within a sled-based system. *PloS One.* 2019;14(12):e0225664.
27. Ashrotaghi M, Sadeghi H, Shirzad E. 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. *J Rehabil Med.* 2017;6(2):258-70. [In Persian]
28. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement.* Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons; 2009.
29. Herrington L, Munro A. Drop jump landing knee valgus angle: normative data in a physically active population. *Physical Therapy in Sport.* 2010;11(2):56-9.
30. Holden S, Boreham C, Doherty C, Wang D, Delahunt E. Clinical assessment of countermovement jump landing kinematics in early adolescence: sex differences and normative values. *Clinical Biomechanics.* 2015;30(5):469-74.
31. Fransz DP, Huurnink A, de Boode VA, Kingma I, van Dieën JH. The effect of the stability threshold on time to stabilization and its reliability following a single leg drop jump landing. *Journal of Biomechanics.* 2016;49(3):496-501.
32. Ross SE, Guskiewicz KM, Yu B. Single-leg jump-landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankles. *Journal of Athletic Training.* 2005;40(4):298.
33. Morin J-B, Samozino P. *Biomechanics of training and testing.* Cham: Springer; 2018.



34. Joseph CW, Bradshaw EJ, Kemp J, Clark RA. The interday reliability of ankle, knee, leg, and vertical musculoskeletal stiffness during hopping and overground running. *J Appl Biomech.* 2013;29(4):386-94.
35. Munro A, Herrington L, Carolan M. Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. *Journal of Sport Rehabilitation.* 2012;21(1):7-11.
36. Munro A, Herrington L, Comfort P. Comparison of landing knee valgus angle between female basketball and football athletes: Possible implications for anterior cruciate ligament and patellofemoral joint injury rates. *Physical Therapy in Sport.* 2012;13(4):259-64.
37. Lephart SM, Ferris CM, Riemann BL, Myers JB, Fu FH. Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clinical Orthopaedics and Related Research®.* 2002;401:162-9.
38. Hobara H, Kato E, Kobayashi Y, Ogata T. Sex differences in relationship between passive ankle stiffness and leg stiffness during hopping. *Journal of Biomechanics.* 2012;45(16):2750-4.
39. 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.

ارجاع‌دهی

عشرستاقی مجتبی، صادقی حیدر، شیرزاد الهام. آیا رفتار الاستیک بدن با عوامل خطرزای آسیب‌های اسکلتی-عضلانی حین فرود ارتباط دارد؟. *مطالعات طب ورزشی.* بهار ۱۴۰۲؛ ۱۵(۳۵)، ۵۲-۱۳۱. شناسه دیجیتال: 10.22089/SMJ.2022.10461.1517

Ashrotaghi M, Sadeghi H, Shirzad E. Is the Elastic Behavior of Human Body Related to the Risk Factors of Musculoskeletal Injuries during Landing?. *Sport Medicine Studies.* Spring 2023; 15 (35): 131-52. (Persian). DOI: 10.22089/SMJ.2022.10461.1517

