

تأثیر سفتی سطوح الاستیک پهن بر رفتار بیومکانیکی اندام تحتانی طی هایپینگ

عباس فرجاد پزشک^{۱*}، حیدر صادقی^۲، محمد شریعت زاده^۳، زهرا صفایی پور^۴

۱. دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

۲. استاد تمام بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

۳. استادیار پژوهشگاه علوم ورزشی، تهران، ایران.

۴. استادیار گروه ارتوپدی فنی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران.

چکیده

زمینه و هدف: سفتی سطح کف ورزشی به عنوان یکی از عوامل تأثیرگذار بر نیروهای رد و بدل شده بین ورزشکار و سطح می تواند بر تعداد و شدت آسیب های ورزشی تأثیر گذار باشد. هدف این تحقیق تأثیر سفتی سطوح ورزشی بر رفتار بیومکانیکی اندام تحتانی طی هایپینگ بود. **روش تحقیق:** سفتی اندام تحتانی، سفتی مفاصل زانو، مچ پا و نیروی عکس العمل زمین ۱۵ مرد جوان در دامنه سنی ۱۸-۳۰ سال و دامنه وزنی ۶۰ تا ۸۸ کیلوگرم در تکالیف هایپینگ روی پنج سطح با سفتی ۲۰۰ تا ۵۰۰ کیلونیوتن بر متر، با استفاده از صفحه نیرو و سیستم آنالیز حرکت مورد اندازه گیری قرار گرفت. **یافته ها:** نتایج آزمون آنالیز واریانس و آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد که در پارامتر سفتی اندام بین سطح ۲۰۰ و صفحه نیرو ($p=0/04$)؛ بین سطح ۳۰۰ و صفحه نیرو ($p=0/03$)؛ بین ۴۰۰ و صفحه نیرو ($p=0/007$)، در حداکثر نیروی عکس العمل بین سطح ۲۰۰ و صفحه نیرو ($p=0/01$)؛ بین سطح ۲۰۰ و ۵۰۰ ($p=0/003$) و در سفتی مفصل مچ پا بین سطح ۳۰۰ و ۴۰۰ ($p=0/04$) تفاوت معنی داری وجود دارد. **نتیجه گیری:** بر خلاف تصور رایج مبنی بر این که افزایش سفتی سطح موجب کاهش سفتی اندام می شود و برعکس، تعامل بین سفتی سطح و سفتی اندام تنها به دامنه سفتی کم و نزدیک به سفتی اندام محدود می شود و در دامنه سفتی بیشتر، این فرض منطقی به نظر نمی رسد.

واژه های کلیدی: سفتی اندام، سفتی مفصل، نیروی عکس العمل عمودی زمین، سفتی سطح، هایپینگ.

مقدمه

فیرلی^{۱۲}، ۱۹۹۷؛ فیرلی و دیگران، ۱۹۹۸). این تغییر در رفتار فرد به منظور جبران تغییرات سطح با هدف حفظ الگوی طبیعی حرکت مرکز جرم و متعاقباً، کاهش انرژی مصرفی انجام می‌شود. این محققین ریشه این تغییرات را در تغییر واکنش فرد به دنبال فرود روی سطوح مختلف دانسته‌اند، به این صورت که فرد در هنگام حرکت روی سطح نرم، سفتی مفاصل و متعاقباً سفتی اندام خود را تغییر می‌دهد، این افزایش در سفتی اندام به رد و بدل شدن بهتر نیروی بین اندام و سطح و بر عکس کمک کرده و موجب افزایش نیروی برگشتی از سوی زمین به فرد می‌شود (آرامپاتزیس و دیگران، ۲۰۰۱).

در این شرایط چنین فرض می‌شود که فرد آگاهانه در هنگام فرود روی سطح با سفتی کمتر، سفتی اندام خود را افزایش می‌دهد و به همین نسبت نیروهای اعمالی بر اندام نیز ممکن است افزایش یابند. از سویی می‌توان چنین عنوان کرد که در یک سیستم چند مفصلی، سفتی کلی اندام، به ترکیبی از سفتی های پیچشی مفاصل بستگی دارد (فیرلی و دیگران، ۱۹۹۸). در واقع، سفتی مفصل تعیین می‌کند که آن مفصل در برابر گشتاور خارجی اعمالی، چقدر جابجایی داشته باشد (لازم به ذکر است که هندسه اندام در هنگام برخورد پا با زمین نیز خود عاملی مهم در سفتی اندام تحتانی است) (باتلر^{۱۳} و دیگران، ۲۰۰۳). به عبارت ساده تر، چنانچه مفاصل مچ پا، زانو و ران سفت باشند، در برابر گشتاوری معین، جابجایی زاویه‌ای کمتری خواهند داشت. از این رو یکی از عوامل که موجب می‌شود فرد تحت شرایط مختلف سفتی متفاوتی را برای خود اتخاذ کند، تغییر در سفتی مفصلی است. فیرلی و دیگران (۱۹۹۸) سفتی مفصل مچ پا، آرامپاتزیس و دیگران (۲۰۰۱) سفتی مفصل زانو و بالتیج^{۱۴} و دیگران (۲۰۱۵) سفتی هر دو مفصل مچ پا و زانو را عنصر اصلی تعیین کننده سفتی اندام تحتانی به دنبال تغییر سطح دانسته‌اند. چنین می‌توان استنباط نمود که محققین از تغییرات سفتی مفصل به عنوان روشی برای تأیید نقش متغیر (سفتی سطح) بر سفتی اندام تحتانی استفاده نموده‌اند. به عبارت دیگر، چنانچه به دنبال تغییر شرایط سطح، سفتی مفصل و سفتی اندام تحت تأثیر قرار گیرد، چنین استنباط می‌شود که تغییر در سطح، بر سفتی مفصل و سفتی مفصل بر سفتی اندام، تأثیر گذاشته است.

با توجه به این که ایمنی از مهم ترین ویژگی های یک سطح ورزشی (الاستیک نقطه ای یا پهن) خوب محسوب می‌شود، اهمیت سطح ورزشی به عنوان عامل بالقوه در تعداد و شدت آسیب های ورزشی به اثبات رسیده است (آرامپاتزیس^۱ و دیگران، ۲۰۰۱؛ آرامپاتزیس و دیگران، ۲۰۰۲؛ آرامپاتزیس و دیگران، ۲۰۰۳؛ آرامپاتزیس و دیگران، ۲۰۰۴a؛ آرامپاتزیس و دیگران، ۲۰۰۴b). با این حال در اغلب این مطالعات بر تأثیر سطوح الاستیک نقطه‌ای (سطوحی که در هنگام نیروی اعمالی به صورت موضعی، تغییر شکل پیدا می‌کنند و اغلب در ساخت پیست های دومیدانی مورد استفاده قرار می‌گیرد) تمرکز شده (بایونیر^۲، ۱۹۸۹؛ ۱۹۹۰؛ بوهم^۳ و دیگران، ۲۰۰۶؛ میلنر^۴ و دیگران، ۲۰۰۶؛ کربی و دیکسون^۵، ۲۰۰۸) و تنها تحقیقات محدودی در خصوص اثر سطوح الاستیک پهن (سطوحی که در هنگام اعمال نیرو در سطح وسیعی دستخوش تغییر شکل می‌شوند و برای ساخت کفپوش سالن های ورزشی مورد استفاده قرار می‌گیرند) به انجام رسیده است (نیگ^۶، ۱۹۹۰؛ هانتز^۷ و دیگران، ۲۰۰۴).

صرف نظر از نوع سطح ورزشی مورد استفاده، تأثیر آن بر چگونگی اعمال نیروی عکس العمل عمودی زمین و ضربه ناشی از این نیرو، یکی از مهم ترین جنبه های مرتبط با ایمنی ورزشی است (مک ماهون و گرین^۸، ۱۹۷۹). بر طبق اصول مکانیکی، سقوط جسم روی سطح نرم تر به دلیل افزایش زمان تماس، موجب کاهش اوج نیروی اعمالی بر جسم می‌شود. در منابع بیومکانیکی چنین عنوان شده است که در صورت فرود ورزشکار روی سطوح نرم، نیروی کمتری به فرد اعمال می‌شود (হারدین^۹ و دیگران، ۲۰۰۴؛ موریتز و فیرلی^{۱۰}، ۲۰۰۵؛ همیل^{۱۱} و دیگران، ۲۰۱۱). با این حال، از آنجایی که یکی از تفاوت های اصلی میان بدن انسان و اجسام صلب در قابلیت سازگاری و تنظیم عملکرد در شرایط مختلف است، مشاهده رفتاری متفاوت از سوی انسان در هنگام حرکت روی سطوح با سفتی مختلف می‌تواند امری منطقی به نظر برسد. بر همین اساس برخی از مطالعات به این نکته اشاره کرده اند در صورتی که انسان روی سطحی با سفتی زیاد حرکتی کند، سفتی اندام خود را کاهش و بر عکس، هنگامی که روی سطحی با سفتی کم حرکت می‌کند، سفتی اندام خود را افزایش می‌دهد (فریس و

1. Arampatzis
2. Biewener
3. Bohm
4. Milner

5. Creby & Dixon
6. Nigg
7. Hunter
8. McMahon & Greene

9. Hardin
10. Moritz & Farley
11. Hamil
12. Ferris & Farley

13. Butler
14. Baltich

کافی در خصوص بررسی اثر سفتی در دامنه سفتی سطوح الاستیک پهن مکانیک حرکت و نیروهای دریافتی از زمین به انجام نرسیده است. هدف تحقیق حاضر، تأثیر سفتی سطوح الاستیک پهن بر رفتار بیومکانیکی اندام تحتانی است.

روش تحقیق

در این مطالعه نیمه تجربی با طرح پیش آزمون و پس آزمون و مدل تأثیر سنجی، ۱۵ مرد بالغ سالم در دامنه سنی ۳۰-۱۸ سال، دامنه وزنی ۸۸-۶۰ کیلوگرم و فاقد هر گونه آسیب و ناهنجاری تأثیرگذار بر الگوی حرکتی، به صورت نمونه در دسترس شرکت کردند. برای آماده‌سازی سطوح مختلف از روشی مشابه با فریس و فیِرلی (۱۹۹۷؛ ۱۹۹۸) استفاده شد. برای این منظور، فنراهایی با ضریب سفتی معلوم زیر تخته‌ای از جنس نئوپان (در ابعاد ۴۰*۴۰ سانتی متر) قرار گرفتند. برای سطحی ترین لایه روی سطح نئوپان از روکشی از جنس پارکت استفاده شد. فنرها از طریق اتصال پیچ و مهره به پیرامون تخته متصل شدند تا شرایط سطوح ورزشی الاستیک پهن را شبیه سازی نماید. متعاقباً تعداد و سفتی فنرها میزان سفتی سطح را تعیین می‌کند (فریس و فیِرلی، ۱۹۹۷؛ ۱۹۹۸). آرایش فنرها در زیر سطح در شکل ۱ به نمایش درآمده است.

نیروی عکس العمل زمین را می‌توان به عنوان یکی از مهم ترین عوامل موثر در بروز آسیب‌های عضلانی اسکلتی تلقی کرد (گرمستون^۱ و دیگران، ۱۹۹۱؛ میلنر و دیگران، ۲۰۰۶). به همین دلیل تلاش‌های زیادی به منظور کاهش این نیرو طی حرکت انجام شده است. ابتدا تصور کلی بر این بود که استفاده از کفش نرم‌تر به دلیل افزایش زمان تماس و کاهش نیروهای ناشی از ضربه می‌تواند موجب کاهش نیروی عکس العمل زمین شود، ولی تحقیقات عکس این مطلب را نشان داده اند (نیگ و دیگران، ۱۹۷۸؛ کلارک^۲ و دیگران، ۱۹۸۳؛ همیل و دیگران، ۲۰۱۱). بالتیچ و دیگران (۲۰۱۵) در تحقیق خود عنوان کردند که استفاده از کفی نرم‌تر به دلیل افزایش سفتی مفصل و متعاقباً سفتی اندام، موجب افزایش نیروی عکس العمل زمین می‌شود. با این حال، در حالی که چندین تحقیق در خصوص بررسی اثر سطوح مختلف روی سفتی و مکانیسم‌های تحت آن انجام شده است، تحقیقی در خصوص بررسی ارتباط مستقیم میان سفتی سطح با سفتی مفصل و اندام و نیروی عکس العمل عمودی، زمین به انجام نرسیده است. از سوی دیگر، تحقیقات انجام شده فعالیت خود را بر دامنه سفتی غیر کاربردی و یا نزدیک به سفتی سطوح الاستیک نقطه‌ای به انجام رسانده‌اند، با این حال از آن جایی که سطوح الاستیک پهن از جمله سطوحی هستند که برای اغلب سالن‌های ورزشی می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد، هنوز تحقیق



شکل ۱. نحوه آرایش فنرها زیر سطح، عدد نشان دهنده میزان سفتی فنر مورد نظر است

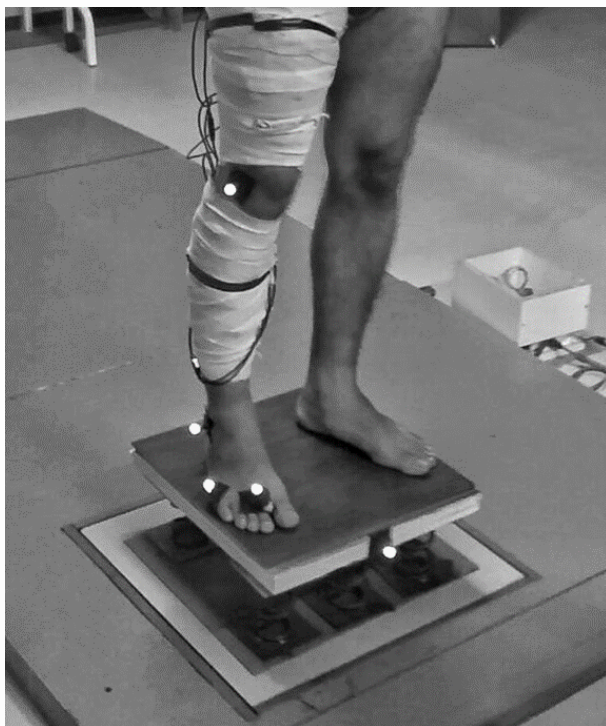
انجام کار به این صورت بود که ابتدا پنج مارکر بازتابی روی نقاط آناتومیکی آخرمی، تروکانتر بزرگ، اپی کنذیل خارجی ران، قوزک خارجی و سر پنجمین متاتارسال و سطح مورد نظر روی صفحه نیرو قرار داده می‌شد (هوبارا^۳ و دیگران، ۲۰۱۰؛ آرامپاتزیس و دیگران، ۲۰۰۱؛ فیِرلی و دیگران، ۱۹۹۸) (شکل ۲) و سپس برای اندازه‌گیری سفتی اندام و نیروی عکس العمل عمودی زمین،

فرآیند اندازه‌گیری این پژوهش در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی به انجام رسید. برای اندازه‌گیری نیروی عکس العمل عمودی زمین از صفحه نیرو^۳ ساخت کشور آمریکا در فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز و برای اندازه‌گیری اطلاعات کینماتیکی از سیستم شش دوربین موشن آنالایز مدل راپتور^۴ در فرکانس ۵۰۰ هرتز استفاده شد. مراحل

1. Grimston
2. Clarke
3. AMTI model ACCGAI32

4. Raptor-4 digital real time system
6. Hobara

فرد تکلیف هاپینگ را روی هر کدام از چهار سطح فوق و همچنین روی صفحه نیرو انجام داد. اجرای هاپینگ در هر تکرار به این صورت بود که ابتدا مترونومی با فرکانس ۲/۲ هرتز شروع به نواختن می‌کرد و سپس آزمودنی در فرکانس فوق در هر تکرار ۱۵ هاپ را اجرا نمود. مراحل فوق در سه تکرار روی هر کدام از سطوح اجرا شد.



شکل ۲. نمایی از سطح و آزمودنی آماده برای اندازه‌گیری اطلاعات

شکل اندام باشد (فریس و فیرو، ۱۹۹۷). از این رو، برای محاسبه سفتی عمودی اندام، حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی در هنگام تماس پا با سطح یا تقسیم بر حداکثر تغییر طول عمودی مرکز جرم بدن شد. برای محاسبه تغییر طول عمودی مرکز جرم بدن، ابتدا مرکز جرم بخش‌های پا، ساق، ران، تنه محاسبه و سپس مرکز جرم کلی بدن با استفاده از معادله زیر مورد محاسبه قرار گرفت (وینتر^۱، ۲۰۰۹):

پس از اندازه‌گیری اطلاعات، داده‌ها به صورت بصری مورد بررسی قرار گرفتند تا اطلاعاتی به اشتباه گرفته نشده و یا به غلط وارد نشده باشد. متغیرهای وابسته تحقیق فوق حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین، سفتی اندام تحتانی، سفتی مفاصل ران، زانو و مچ پا بودند. حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، همان اوج نمودار نیروی عکس‌العمل عمودی زمین می‌باشد. با فرض در نظر گرفتن ماهیت فنر، خطی بودن کل اندام با ضریب سفتی معین و حداکثر نیروی عکس‌العمل زمان باید متناظر با حداکثر تغییر

$$L = \frac{m_1 y_1 + m_2 y_2 + m_3 y_3 + \dots + m_n y_n}{m_1 + m_2 + m_3 + \dots + m_n}$$

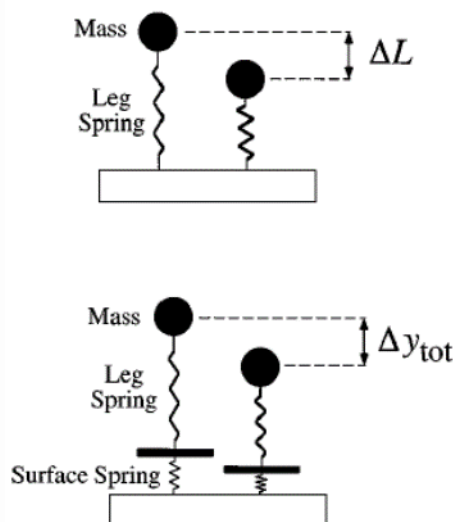
در این معادله، L موقعیت عمودی مرکز جرم نسبت به سطح، m جرم بخش و x فاصله عمودی مرکز جرم نسبت به سطح می‌باشد.

$$K_{Leg} = \frac{F_{Peak}}{\Delta L}$$

همچنین در معادله فوق، K_{Leg} سفتی کل سیستم اندام تحتانی، F_{peak} حداکثر نیروی اعمالی و ΔL حداکثر تغییر ارتفاع مرکز جرم در زمانی مشابه با زمان اعمال حداکثر نیرو است. از این معادله تنها در سطوح سخت می‌توان استفاده نمود. با این حال، در

سطوح فنری که تغییر طول مرکز جرم حاصل تغییر طول اندام و سطح می‌باشد، برای محاسبه سفتی عمودی از روش زیر باید استفاده نمود (شکل ۳).

$$K_{total} = \frac{F_{peak}}{\Delta y_{tot}}$$



شکل ۳. روی سطح کاملاً سفت، حرکت عمودی مرکز جرم تنها ناشی از تغییر طول اندام تحتانی است. با این حال روی سطح فنری، حرکت عمودی مرکز جرم ناشی از حرکت مرکز جرم به همراه حرکت سطح به سمت پایین است (تصویر برگرفته از تحقیق فریس و فیبرلی (۱۹۹۷)).

در این جا تغییر طول کل سیستم^۱ (اندام - سطح) است که با زمین محاسبه می‌شود. با توجه به معلوم بودن سفتی سطح، تغییر استفاده از انتگرال گیری از نمودار نیروی عکس العمل عمودی طول سطح را از طریق رابطه زیر مورد محاسبه قرار دادیم:

$$\Delta y_{surf} = \Delta y_{tot} - \Delta L$$

کینماتیکی با استفاده از فیلتر مرتبه چهارم باترورث با شیفت فازی صفر در فرکانس برش به ترتیب ۵۰ و ۸ هرتز فیلتر شدند و پس از اینترپولیت کردن اطلاعات نیرو و یکسان سازی فرکانس ها، اطلاعات وارد مدل دینامیک معکوس شدند. پس از محاسبه گشتاور مفصل، جابجایی زاویه‌ای مفاصل مورد محاسبه قرار گرفت و سپس از طریق رابطه فیرولی و دیگران سفتی مفصل محاسبه شد (شکل ۴):

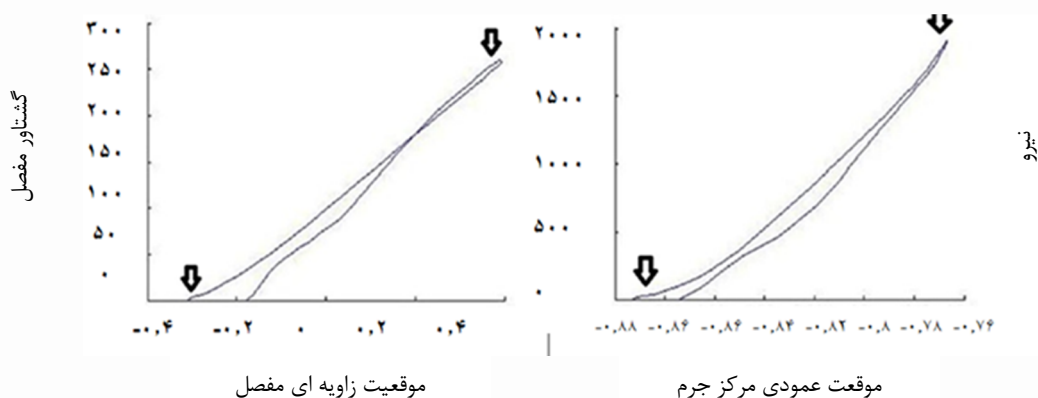
$$k_{\text{joint}} = \frac{\Delta M_{\text{joint}}}{\Delta \theta_{\text{joint}}}$$

حاصل این معادله تغییر طول سطح است. تغییر طول سطح^۱ را می‌توان از طریق تقسیم حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین به سفتی سطح تعیین نمود. سپس، با استفاده از تفریق تغییر طول کلی از تغییر طول سطح، به تغییر طول اندام دست پیدا می‌کنیم. متعاقباً، از طریق تقسیم حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین به تغییر طول اندام می‌توانیم به ضریب سفتی عمودی اندام برسیم.

برای محاسبه گشتاور مفاصل اندام تحتانی از روش نیوتن-اولر استفاده شد (وینتر، ۲۰۰۹). برای این منظور اطلاعات کینتیکی و

حداکثر گشتاور و حداکثر جابجایی زاویه‌ای مفصل بیش از ۱۰٪ زمان فاز استنس هایپینگ، باشد سفتی اعتباری نخواهد داشت (فریس و فیرولی، ۱۹۹۷).

در اینجا، K_{joint} سفتی مفصل، M گشتاور و θ موقعیت زاویه‌ای مفصل می‌باشد. که سفتی مفصلی تنها در شرایطی قابل محاسبه است که رابطه بین گشتاور و جابجایی زاویه‌ای مفصل خطی باشد. از سوی دیگر چنانچه اختلاف بین به حداکثر رسیدن



شکل ۴. سمت راست: تخمین سفتی اندام با استفاده از محاسبه شیب نمودار تغییرات نیرو در برابر تغییر ارتفاع مرکز جرم، و سمت چپ: محاسبه سفتی مفصل از محاسبه شیب نمودار تغییرات گشتاور مفصل در برابر تغییرات موقعیت زاویه‌ای مفصل.

یافته ها

میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها و نتایج مربوط به سفتی اندام، حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین، سفتی مفصل مچ پا و سفتی مفصل زانو در پنج سطح مختلف به ترتیب

در جداول ۱ و ۲ ارائه شده است. جدول ۲ نشان می‌دهد بیشترین سفتی اندام و بیشترین میزان نیروی عکس‌العمل در سطح با بیشترین سفتی (صفحه نیرو) رخ می‌دهد.

جدول ۱. میانگین، انحراف استاندارد، حداقل و حداکثر سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی آزمودنی‌های شرکت‌کننده در تحقیق

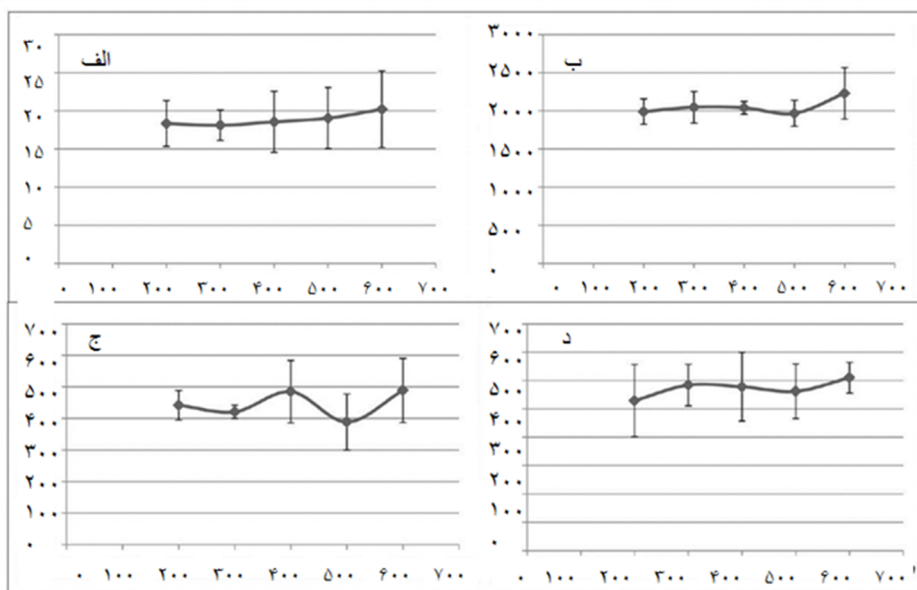
| گروه | انحراف استاندارد \pm میانگین | حداقل | حداکثر |
|--------------------------------------|--------------------------------|-------|--------|
| سن (سال) | 28 ± 12 | ۱۸ | ۳۵ |
| قد (سانتی‌متر) | 175 ± 24 | ۱۶۰ | ۱۸۸ |
| وزن (کیلوگرم) | 72 ± 23 | ۶۰ | ۸۸ |
| شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع) | 23 ± 8 | ۱۹ | ۲۸ |

جدول ۲. میانگین (انحراف استاندارد) سفتی اندام، حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین، سفتی مفصل مچ پا و سفتی مفصل زانو در ۵ سطح مختلف

| متغیر/سفتی | ۲۰۰ کیلونیوتن بر متر | ۳۰۰ کیلونیوتن بر متر | ۴۰۰ کیلونیوتن بر متر | ۵۰۰ کیلونیوتن بر متر | صفحه نیرو | سطح معنی‌داری آزمون تعقیبی بونفرونی |
|--|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|---------------------|---|
| سفتی اندام (کیلونیوتن بر متر) | ۱۸/۱۱ (۱/۹۰) | ۱۸/۳۳ (۲/۶۲) | ۱۸/۵۶ (۴/۸۰) | ۱۹/۰۴ (۴/۲۰) | ۲۰/۲۱ (۵/۵۱) | بین سطح ۲۰۰ و صفحه نیرو ($p=0/04$)؛ بین سطح ۳۰۰ و صفحه نیرو ($p=0/03$)؛ بین ۴۰۰ و صفحه نیرو ($p=0/07$)؛ |
| حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین | ۱۹۹۰/۸۰ (۱۶۷/۰۳) | ۲۰۴۸/۵۰ (۲۰۷/۶۰) | ۲۰۴۰/۸ (۸۴/۹۰) | ۱۹۶۸/۲ (۱۶۹/۹) | ۲۲۳۰/۷۰ (۳۳۷/۶۰) | بین سطح ۲۰۰ و صفحه نیرو ($p=0/01$)؛ بین سطح ۲۰۰ و ۵۰۰ ($p=0/03$)؛ |
| سفتی مفصل مچ پا (نیوتن متر بر درجه) | ۴۴۲/۶۰ (۴۷/۷۰) | ۴۲۱/۹۰ (۲۱/۴۰) | ۴۸۵/۳۴ (۹۹/۳۴) | ۳۸۹/۹۱ (۸۵) | ۴۸۹/۶۱ (۱۰۱/۵۰) | بین سطح ۳۰۰ و ۴۰۰ ($p=0/04$)؛ |
| سفتی مفصل زانو (نیوتن متر بر درجه) | ۵۲۹/۳۵ (۱۲۷) | ۵۸۴/۵۱ (۷۳/۲۰) | ۵۷۸/۲۰ (۱۲۱/۵۰) | ۵۶۲ (۹۶/۵۰) | ۶۱۰/۸۰ (۵۱/۷۰) | - |

عکس العمل عمودی زمین در صفحه نیرو به طور معنی داری از مقادیر مربوط به ۲۰۰ ($p=0/01$) و ۵۰۰ ($p=0/003$) کیلونیوتن بر متر بیشتر می باشد (ب)؛ در سفتی مفصل مچ پا تنها بین سطوح ۳۰۰ با ۴۰۰ کیلونیوتن بر متر تفاوت معنی داری پیدا شد ($p=0/04$) و (ج)؛ در سفتی مفصل زانو نیز تفاوت معنی داری بین سطوح مختلف به دست نیامد ($p>0/05$).

در شکل ۵، نمودارهای مربوط به تغییرات سفتی اندام (الف)، نیروی عکس العمل زمین (ب)، سفتی مفصل ران (ج) و سفتی مفصل زانو (مچ پا) در برابر تغییر سفتی سطح به نمایش درآمده است. با توجه به نتایج آزمون آنالیز واریانس با روش اندازه گیری مکرر، سفتی اندام در صفحه نیرو به طور معنی داری از سفتی سطوح با ۲۰۰ ($p=0/04$)، ۳۰۰ ($p=0/03$) و ۴۰۰ ($p=0/007$) کیلونیوتن بر متر بیشتر می باشد (الف)؛ حداکثر نیروی



شکل ۵. الف) تغییرات سفتی اندام به دنبال تغییر در سفتی سطح. ب) تغییرات نیروی عکس العمل عمودی زمین به دنبال تغییر در سفتی سطح. ج) تغییرات سفتی مفصل مچ پا به دنبال تغییر در سفتی سطح. د) تغییرات سفتی مفصل زانو به دنبال تغییر در سفتی سطح.

خصوصاً تعامل بین سفتی سطح و سفتی اندام تحتانی می باشد (آرامپاتیزیس و دیگران، ۲۰۰۱؛ بالتیچ و دیگران، ۲۰۱۵). علاوه بر این، در مقایسه بین سطوح الاستیک و سطح با بیشترین میزان سفتی، نتایجی متفاوت با یافته‌های محققین گذشته به دست آمد. محققین گذشته در حوزه بررسی اثر سفتی سطح بر سفتی اندام به این نتیجه رسیدند که فرد در مواجهه با سطح الاستیک با سفتی زیاد، سفتی اندام خود را کاهش و برعکس، هنگام مواجهه با سطحی با سفتی کم، سفتی اندام خود را افزایش می‌دهد (فیریس و فیرلی، ۱۹۹۷). این تغییر در رفتار فرد غیرارادی بوده و به منظور استفاده از بهترین الگوی حرکت با هدف جبران تغییرات سطح و حفظ الگوی طبیعی مرکز جرم و متعاقباً کاهش انرژی مصرفی انجام می‌شود.

بحث

هدف تحقیق حاضر بررسی تأثیر سفتی سطوح الاستیک پهن بر رفتار بیومکانیکی اندام تحتانی طی اجرای حرکت هاپینگ بود. سفتی اندام آزمودنی‌های این تحقیق طی اجرای حرکت هاپینگ مشابه سفتی اندام آزمودنی‌های تحقیق فیریس و فیرلی (۱۹۹۷) و همچنین فیرلی و دیگران (۱۹۹۸) بدست آمد. با این حال، سفتی مفصل مچ پای آزمودنی‌های تحقیق فیرلی و دیگران (۱۹۹۷) مقداری بیشتر و سفتی مفصل زانوی آن‌ها مقداری کمتر از آزمودنی‌های تحقیق کنونی بود؛ هر چند سفتی مفصل مچ پا و زانو با نتایج تحقیق هوبارا و دیگران (۲۰۱۰) مشابه بود. نتایج به دست آمده در خصوص تأثیر سفتی سطح الاستیک بر مکانیک حرکت انسان بر خلاف نتایج محققین گذشته در

سطح از ۲۰۰ تا ۵۰۰ کیلونیوتن بر متر حاکی از این مطلب است که این دامنه از سفتی نمی‌تواند تأثیر قابل توجهی بر سفتی اندام تحتانی بگذارد و متعاقباً، تأثیر سفتی سطح بر نیروهای عکس العمل زمین نیز قابل توجه نخواهد بود. شاید علت را بتوان در بالا بودن سفتی سطح نسبت به سفتی اندام ذکر کرد، هرچند این دامنه از سفتی در حدی بود که بتواند مکانیک حرکت را تحت تأثیر قرار دهد؛ ولی یافته‌های تحقیق حاضر خلاف این امر را به نمایش گذاشتند. این نتایج مشابه با یافته‌های قبلی است که عنوان کردند سفتی سطح زیاد به دلیل تغییر طول کم طی حرکت انسان نمی‌تواند نقش مهمی در حرکات داشته باشد (آرامپاتزیس و دیگران، ۲۰۰۴b).

محققین گذشته عنوان کرده‌اند که در یک سیستم چند مفصلی، سفتی کلی اندام به ترکیبی از سفتی‌های پیچشی مفاصل بستگی دارد (آرامپاتزیس و دیگران، ۲۰۰۱؛ آرامپاتزیس و دیگران، ۲۰۰۴b؛ بالتیچ و دیگران، ۲۰۱۵). سفتی مفصلی پارامتری است که تعیین می‌کند آن مفصل در برابر گشتاور اعمالی، چقدر جابجایی داشته باشد. چنانچه مفاصل مچ پا، زانو و ران سفت باشند، در برابر گشتاوری معین جابجایی زاویه‌ای کمتری خواهند داشت. از این رو، یکی از عوامل که موجب می‌شود فرد تحت شرایط مختلف سفتی متفاوتی را برای خود اتخاذ کند، تغییر در سفتی مفصلی است. نتایج مربوط به بررسی سفتی مفصلی آزمودنی‌های تحقیق حاضر در هنگام هاپینگ روی سطوح مختلف نیز مشابه با نتایج سفتی کلی است، به این صورت که هیچ تفاوت قابل توجهی در عملکرد مفاصل به دنبال فرود روی سطوح با سفتی مختلف به چشم نخورد. نکته دیگر در خصوص نتایج تحقیق کنونی، مربوط به مقایسه مقادیر سفتی و نیرو در هنگام هاپینگ روی صفحه نیرو و در هنگام هاپینگ روی سطوح الاستیک می‌باشد. با مقایسه سفتی اندام، نیروی عکس العمل زمین، سفتی مفاصل مچ پا و زانو می‌توان چنین استنباط کرد که در تمامی این پارامترها، مقادیر به دست آمده در هنگام حرکت روی صفحه نیرو بیشتر بوده است (هرچند در مورد برخی از موارد تفاوت‌ها معنی‌دار نبودند). به عبارت دیگر حرکت روی سفت‌ترین سطح موجب افزایش سفتی مفاصل، سفتی اندام و نیروی عکس العمل زمین شد است.

با این حال در مورد یافته‌های تحقیق کنونی این مطلب تأیید نشد. چند عامل می‌تواند دلیل این تفاوت باشد که مهم‌ترین دلیل وجود این اختلافات، تفاوت در میزان سفتی سطح تحقیق کنونی است (۲۰۰-۵۰۰ کیلونیوتن بر متر) که در دامنه‌ای بیش‌تر از دامنه سفتی سطوح تحقیقات گذشته (زیر ۱۰۰ کیلونیوتن بر متر) انتخاب شده بود. علت انتخاب این میزان سفتی، شباهت با سفتی کفپوش‌های الاستیک پهن مورد استفاده برای سالن‌های ورزشی بود (نیگ، ۱۹۹۰). قبل‌تر، آرامپاتزیس و دیگران (۲۰۰۴b) نیز در تحقیق خود از چنین دامنه سفتی (۲۵۰ تا ۴۵۰ کیلونیوتن بر متر) به منظور بررسی اثر سفتی سطح بر عملکرد دویدن استفاده کرده بودند. نتایج تحقیق آرامپاتزیس و دیگران (۲۰۰۴b) حاکی از این مطلب بود که به دلیل تغییر طول اندک سطح با چنین دامنه سفتی، سطح قادر نخواهد بود تا کمک زیادی به دوندگی و عملکرد او را به طور معنی‌داری بهبود بخشد. با این حال، در تحقیق مذکور تنها بر تأثیر سطح بر عملکرد دوندگان تمرکز شده و نقش سفتی سطح روی سایر پارامترها خصوصاً پارامترهای مربوط به ایمنی سطح بررسی نشده است. در همین راستا بالتیچ و دیگران (۲۰۱۵) عنوان کرده‌اند که دویدن با کفش سفت‌تر، موجب کاهش سفتی اندام و متعاقباً کاهش نیروی عکس العمل عمودی زمین و برعکس دویدن با کفش نرم‌تر، موجب افزایش سفتی اندام و متعاقباً افزایش نیروی عکس العمل عمودی زمین می‌شود. هرچند تصور کلی بر این بود که استفاده از کفش نرم‌تر به دلیل افزایش زمان تماس و کاهش نیروهای ناشی از ضربه می‌تواند موجب کاهش نیروی عکس العمل زمین شود، ولی این قبیل تحقیقات عکس این مطلب را نشان داده‌اند (نیگ و دیگران، ۱۹۸۷؛ کلارک و دیگران، ۱۹۸۳؛ همیل و دیگران، ۲۰۱۱؛ بالتیچ و دیگران، ۲۰۱۵). در واقع، از آنجایی که یکی از تفاوت‌های اصلی میان بدن انسان و اجسام صلب در قابلیت سازگاری و تنظیم عملکرد در شرایط مختلف است، مشاهده رفتاری متفاوت از سوی انسان در هنگام حرکت روی سطوح با سفتی مختلف، می‌تواند امری منطقی به نظر برسد. از این رو شاید نتوان به طور قطعی بر اساس اصول مکانیکی مربوط به جسم صلب درباره بدن انسان تصمیم‌گیری کرد (نیگ، ۱۹۹۰). علی‌رغم این اظهار نظرها، نتایج تحقیق کنونی در دامنه سفتی

نتیجه گیری: با توجه به نتایج این تحقیق می توان چنین عنوان کرد که در دامنه ای نزدیک به سفتی کفپوش های الاستیک پهن مورد استفاده برای سالن های ورزشی، تغییر سفتی سطح تأثیری بر نیروهای اعمالی و آسیب های ورزشی ندارد و در نتیجه بهتر است در این دامنه از سفتی، به جای تصمیم گیری در خصوص اثر سفتی بر ایمنی سطح، به تأثیر سفتی روی تغییر در الگوی حرکت و عملکرد توجه کرد.

قدردانی و تشکر

پژوهش حاضر در قالب فرصت مطالعاتی با حمایت پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی، در آزمایشگاه بیومکانیک این مرکز علمی به انجام رسید؛ لذا در همین جا لازم می دانیم مراتب قدردانی خود را به منظور حمایت های فراهم شده به عمل آوریم.

این یافته ها در تضاد با یافته های محققین گذشته مبنی بر کاهش سفتی اندام در هنگام حرکت روی سطح سخت می باشد (فریس و فیملی، ۱۹۹۷). علت این تفاوت را شاید بتوان به متفاوت بودن دامنه سفتی سطح در مقایسه با دامنه سفتی تحقیقات گذشته ربط داد. با توجه به یافته های تحقیق کنونی تنها در شرایطی فرد سفتی اندام خود را به دنبال حرکت روی سطح با سفتی کم افزایش می دهد (مشابه نتایج تحقیقات گذشته) که سفتی بسیار نزدیک به سفتی خود اندام باشد (کم تر از ۱۰۰ نیوتن بر متر). با توجه به مشابه بودن دامنه سفتی اندام به دنبال حرکت روی صفحه نیرو، به نظر می رسد دامنه سفتی بیشتر از تقریباً ۵ برابر سفتی اندام تحتانی (بیشتر از ۲۰۰ کیلونیوتن بر متر)، تأثیری روی افزایش سفتی مفصلی، اندام و متعاقباً افزایش نیروی عکس العمل زمین نداشته باشد.

منابع

- Arampatzis, A., Bruggemann, G. P., & Klapsing, G. (2001). Leg stiffness and mechanical energetic processes during jumping on a sprung surface. *Journal of Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(6), 923–931.
- Arampatzis, A., Bruggemann, G. P., & Klapsing, G. M. (2002). A three-dimensional shank – foot model to determine the foot motion during landings. *Journal of Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(1), 130–138.
- Arampatzis, A., Morey-Klapsing, G., & Bruggemann, G. P. (2003). The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(3), 533–544.
- Arampatzis, A., Schade, F., & Bruggemann, G. P. (2004a). Effect of the pole – human body interaction on pole vaulting performance. *Journal of Biomechanics*, 37(9), 1353–1360.
- Arampatzis, A., Stafilidis, S., Morey-Klapsing, G., & Bruggemann, G. P. (2004b). Interaction of the human body and surfaces of different stiffness during drop jumps. *Journal of Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(3), 451–459.
- Baltich, J., Maurer, K., & Nigg, B. M. (2015). Increased vertical impact forces and altered running mechanics with softer midsole shoes. *Journal of PLoS ONE*, 10(4), 1-11.
- Biewener, A. A. (1989). Scaling body support in mammals: Limb posture and muscle mechanics. *Journal of Science*, 245(4913), 45–48.
- Biewener, A. A. (1990). Biomechanics of mammalian terrestrial locomotion. *Science*, 250, 1097–1103.
- Bohm, H., Cole, G. K., Bruggemann, G. P., & Ruder, H. (2006). Contribution of muscle series elasticity to maximum performance in drop jumping. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(1), 3–13.

- Butler, R. J., Crowell, H. P., & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: Implications for performance and injury. *Journal of Clinical Biomechanics*, 18(6), 511–517.
- Creby, M., & Dixon, S. (2008). External frontal plane loads may be associated with tibial stress fracture. *Journal of Medicine in Science and Sport Exercise*, 40(9), 1669–1674.
- Clarke, T., Frederick, E., & Cooper, L. (1983) Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. *Journal of International Sports Medicine*, 4, 247–251.
- Ferris, D. P., & Farley, C. T. (1997). Interaction of leg stiffness and surfaces stiffness during human hopping. *Journal of Applied Physiology*, 82(1), 15–22.
- Farley, C. T., Houdijk, H. H., Van Strien, C., & Louie, M. (1998). Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology*, 85(3), 1044–1055.
- Grimston, S., Engsborg, R., Kloiber, R., & Hanley, D. (1991). Bone mass, external loads, and stress fracture in female runners. *Journal of Human Performance*, 7, 293–302.
- Hamill, J., Russell, E., Gruber, A., & Miller, R. (2011). Impact characteristics in shod and barefoot running. *Journal of Footwear Science*, 3, 33–40.
- Hardin, E. C., van den Bogert, A. J., & Hamill, J. (2004). Kinematic adaptations during running: Effects of footwear, surface, and duration. *Journal of Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(5), 838 – 844.
- Hobara, H., Inoue, K., Muraoka, T., Omuro, K., Sakamoto, M., & Kanosue, K. (2010). Leg stiffness adjustment for a range of hopping frequencies in humans. *Journal of Biomechanics*, 43(3), 506–511.
- Hunter, J. P., Marshall, R. N., & McNair, P. J. (2004). Segment-interaction analysis of the stance limb in sprint running. *Journal of Biomechanics*, 37(9), 1439 –1446.
- McMahon, T. A., & Greene, P. R. (1979). The influence of track compliance on running. *Journal of Biomechanics*, 12(12), 893 – 904.
- Milner, C., Ferber, R., Pollard, C., Hamill, J., & Davis, I. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Journal of Medicine in Science and Sport Exercise*, 38(2), 323–328.
- Moritz, C. T., & Farley, C. T. (2005). Human hopping on very soft elastic surfaces: Implications for muscle pre-stretch and elastic energy storage in locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 208(5), 939 – 949.
- Nigg, B. M. (1990). The validity and relevance of tests used for the assessment of sports surfaces. *Journal of Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22, 131-139.
- Nigg, B. M., Bahlsen, H., Luethi, S., & Stokes, S. (1987). The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe-running. *Journal of Biomechanics*, 20(10), 951–959.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons.

Abstract

The effect of surface stiffness on the biomechanical behavior of the lower limb

Abbas Farjad Pezeshk^{1*}, Heydar Sadeghi², Mohammad Shariat Zadeh³, Zahra Safaie Pour⁴

1. Ph.D in Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

2. Full Professor of Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

3. Assistance Professor at the Sports Sciences Research Institute, Tehran, Iran.

4. Assistance Professor in Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.

Background and Aim: The stiffness of sports surface, as one of the effective factors on traveling forces between human and surface, could affect the frequency and severity of sports injuries. However, there is little information regarding the effect of area elastic surface stiffness on the movement mechanics and applied forces. So, the purpose of this study was to identify the effect of surface stiffness on biomechanical behavior of lower limb. **Materials and Methods:** In order to calculate leg stiffness, knee and ankle joint stiffness and vertical ground reaction force of 15 young male with the age range of 18-33 and weight range of 60-88 kg during hopping on the five different surfaces ranging from 200 to 500 kN/m, we used motion analysis and force platform systems. **Results:** results of ANOVA and Bonferroni Post-hoc test showed significant differences in the leg stiffness between 200 kN/m surface and force plate ($p=0.04$), between 300 kN/m and force plate ($p=0.03$) and between 400 kN/m and force plate ($p=0.007$); in the maximum ground reaction force between 200 kN/m surface and force plate ($p=0.01$) and between 200 and 500 kN/m surface ($p=0.003$) and finally in the ankle stiffness between 300 and 400 kN/m surface ($p=0.04$). **Conclusion:** The results of this study showed that unlike common opinion that increase in surface stiffness causes the decrease in leg stiffness and vice versa, the interaction between surface stiffness and leg stiffness is only limited to surfaces with lower range of stiffness that resemble the leg stiffness value. Furthermore, if the limb stiffness increases, the suggested hypothesis fails to be accepted.

Key words: Surface stiffness, Limb stiffness, Ground reaction force, Joint stiffness, Hopping.

Journal of Practical Studies of Biosciences in Sport, vol. 5, no. 10, Fall & Winter 2017/2018

Received: Dec 13, 2016

Accepted: Oct 9, 2017

*Corresponded author, Address: Faculty of Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran;

Email: Abbas.Farjad@gmail.com

DOI: 10.22077/JPSBS.2018.760