



ارتباط سفتی مفصل با ریسک بروز آسیب در اجرای فرود

محمدامین محمدیان^{۱*}، حیدر صادقی^۲، مهدی خالقی تازجی^۳

۱. دانشجوی دکتری گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۲. استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۳. استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

دریافت ۱۵ بهمن ۱۳۹۷؛ پذیرش ۳۰ شهریور ۱۳۹۸

واژگان کلیدی

سفتی مفصل

ریسک بروز آسیب

فرود

چکیده

زمینه و هدف: سفتی یکی از خواص مکانیکی ساختارهای بدن انسان است که نقش مهمی در بیومکانیک حرکات ورزشی داشته و می‌تواند بر ریسک بروز آسیب اثرگذار باشد. هدف از انجام این تحقیق، تعیین ارتباط سفتی مفاصل زانو و مچ پا با ریسک بروز آسیب در اجرای فرود بود. روش بررسی: ۲۰ دانشجوی پسر فعال و سالم رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی به‌طور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. آزمودنی‌ها هاپینگ عمودی به سه شیوه دوطرفه، یک‌طرفه روی پای برتر و یک‌طرفه روی پای غیربرتر و با سه استراتژی ترجیحی، کنترلی و بیشینه را برای تعیین متغیرهای سفتی مفاصل مچ پا و زانو و آزمون فرود تک‌پا از روی سکو را برای تعیین متغیرهای بیومکانیکی مرتبط با ریسک بروز آسیب اجرا کردند. ارتباط سفتی مفاصل زانو و مچ پا با متغیرهای منتخب بیومکانیکی در اجرای فرود از طریق آزمون همبستگی پیرسون با سطح معناداری ۰/۰۵ تعیین شد.

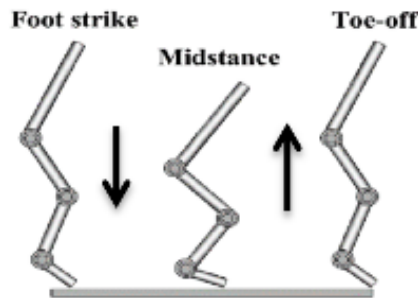
یافته‌ها: از بین متغیرهای سفتی مفصل مچ پا و سفتی مفصل زانو حین اجرای هاپینگ با استراتژی‌های مختلف (استراتژی کنترلی، ترجیحی و بیشینه)، سفتی مچ پا حین اجرای هاپینگ ترجیحی و بیشینه یک‌طرفه با متغیر اوج مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری رابطه معنادار و مثبت و سفتی مچ پا حین اجرای هاپینگ کنترلی دوطرفه با متغیر انرژی جذب شده مکانیکی رابطه معنادار و منفی داشت ($p < 0.05$).

نتیجه‌گیری: با توجه به یافته‌های تحقیق، می‌توان بیان کرد که سفتی زیاد مفصل مچ پا موجب افزایش ریسک بروز آسیب‌های استخوانی مانند استئوآرتریت زانو و استرس فراکچر می‌شود، در حالی که سفتی کم مفصل مچ پا ریسک بروز آسیب‌های بافت نرم را افزایش می‌دهد.

مقدمه

مفهوم سفتی (Stiffness) از قانون هوک منشأ می‌گیرد که بیان می‌دارد نیروی مورد نیاز برای تغییر شکل یک جسم متناسب با سفتی و میزان تغییر طول جسم مورد نظر است. اجسامی که از این قانون پیروی می‌کنند قادرند پس از تغییر شکل، انرژی الاستیک را ذخیره و بازتولید کنند (بوتلر و همکاران، ۲۰۰۳). در بدن انسان سفتی را می‌توان در پایین‌ترین سطح (سفتی عضله، تاندون و حتی یک تار عضلانی) (پروسکی، مورگان، ۱۹۸۷؛ فوکاشیرو و همکاران، ۲۰۰۶)، در سطح میانه (سفتی یک مفصل و ساختارهای پیرامون آن) (لاتاش، زاتسایورسکی، ۱۹۹۳؛ دیترویل و همکاران، ۲۰۱۱) و در بالاترین سطح، (سفتی اندام تحتانی و سفتی عمودی) (بوتلر و همکاران، ۲۰۰۳؛ براگلی، کرونین، ۲۰۰۸) سنجید. از این میان سفتی مفاصل اندام تحتانی مبتنی بر مدل چندبخشی جرم-فنر است که در آن تنها با استفاده از یک فنر پیچشی، رفتار ارتعاشی همه‌ی ساختارهای فعال و غیرفعال عمل‌کننده روی مفصل تقریب زده می‌شود (بلیکپهان، ۱۹۸۹) (شکل ۱). سفتی مفصل از تقسیم تغییرات گشتاور مفصل بر تغییر زاویه آن حاصل می‌شود و می‌تواند تحت تأثیر سطح فعالیت عضلانی،

رفلکس‌های عصبی و استراتژی فرد در اجرای حرکت قرار گیرد (پادوا و همکاران، ۲۰۰۵). سفتی حین اجرای حرکاتی مانند دویدن، پریدن و هاپینگ (Hopping) تعیین شده که از این میان هاپینگ به‌عنوان یک تکلیف ساده و کنترل شده با ویژگی‌های فنر مانند اغلب به‌منظور مدل کردن رفتار فنری بدن و آزمون تعیین سفتی مفاصل مورد استفاده قرار گرفته است (لامونتاگنه، کندی، ۲۰۱۳). هاپینگ مجموعه‌ای از جهش‌های متوالی و بی‌وقفه است که روی پنجه پا انجام می‌شود و برخلاف پرش و فرود جزء مهارت‌های حرکتی پایه انسان به‌شمار نمی‌آید و بیشتر در فعالیت‌های تفریحی مثل لی‌لی کردن مورد استفاده قرار می‌گیرد. در فعالیت‌های ورزشی می‌توان به برخی حرکات مانند طناب‌زنی و برخی تمرینات پلايومتریک اشاره نمود که الگوی حرکتی هاپینگ را به‌کار می‌گیرند. هاپینگ با استراتژی (دوطرفه، یک‌طرفه روی پای برتر و روی پای غیربرتر) و شیوه‌های (ترجیحی، کنترلی و بیشینه) مختلف اجرا می‌شود. نتایج مطالعات نشان می‌دهد که میزان متغیر سفتی مفاصل بستگی به استراتژی و شیوه اجرای آزمون هاپینگ دارد (عشرستاقی و همکاران، ۲۰۱۵: ۱۶۱).



شکل ۱: وضعیت اندام تحتانی و مدل چندبخشی جرم فنر بدن در مرحله تماس آزمون هاپینگ

بر اساس یافته‌های تحقیقات مذکور، سفتی همسترینگ با میزان انتقال قدامی تیپا ارتباط منفی داشت و ارتباط معناداری بین سفتی همسترینگ و کینماتیک فرود (فلکشن و ولگوس زانو) مشاهده نشد. دو تحقیق نیز ارتباط میان سفتی و ثبات تنه و بخش مرکزی بدن را مورد پژوهش قرار دادند (وزیریان و همکاران، ۲۰۱۵؛ لی و همکاران، ۲۰۱۵). تعداد پژوهش‌های انجام شده درباره ارتباط سفتی در سطوح بالاتر و ریسک آسیب نیز بسیار محدود است که در این زمینه طی دو پژوهش آینده‌نگر

به لحاظ نظری سفتی می‌تواند بر پتانسیل بروز آسیب اثرگذار باشد؛ زیرا عملکرد بهینه که به‌عنوان بهترین اجرا با کمترین ریسک بروز آسیب تعریف می‌شود نیازمند ثبات است و ثبات نیز ناشی از سفتی است (مک‌گیل، ۲۰۰۹). تحقیقات معدودی در زمینه ارتباط سفتی با ریسک بروز آسیب انجام شده است و هنوز ابهامات زیادی در این زمینه وجود دارد. دو تحقیق رابطه میان سفتی همسترینگ با ثبات قدامی زانو (بلکبرن و همکاران، ۲۰۱۱) و کینماتیک زانو حین فرود (بلکبرن و همکاران، ۲۰۱۳) را مدعی شدند.

سفتی اندام تحتانی بالا یا عدم تقارن سفتی اندام تحتانی چپ و راست را در فوتبالیست‌هایی که در طول فصل دچار آسیب بافت نرم شدند گزارش شده است (واتسفورد و همکاران، ۲۰۱۵؛ پراین و همکاران، ۲۰۱۲). با توجه به پیشینه تحقیق، پژوهشی که ارتباط سفتی مفاصل اندام تحتانی با ریسک بروز آسیب و یا متغیرهای بیومکانیکی مرتبط با ریسک بروز آسیب را مورد بررسی قرار دهد یافت نشد و تنها به بیان چند نظریه در این زمینه بسنده شده است.

در بسیاری از مهارت‌های ورزشی، ورزشکاران فرودهای متعدد پس از اجرای پرش را انجام می‌دهند؛ از این رو در معرض آسیب‌های اندام تحتانی قرار دارند. می‌توان از طریق تعیین ارتباط سفتی با متغیرهای بیومکانیکی حین اجرای تکلیف فرود، ارتباط سفتی با آسیب‌هایی که با این متغیرهای بیومکانیکی مرتبط است را پیش‌بینی کرد. متغیرهای بیومکانیکی اوج نیروی عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری و انرژی جذب‌شده مکانیکی حین اجرای فرود با ریسک بروز آسیب‌های استخوانی و آسیب بافت نرم مرتبط می‌باشند (بوترلر و همکاران، ۲۰۰۳؛ برازیر و همکاران، ۲۰۱۴؛ گراناتا و همکاران، ۲۰۰۲). تعیین ارتباط سفتی مفاصل اندام تحتانی با متغیرهای بیومکانیکی ذکر شده می‌تواند اطلاعاتی در مورد ارتباط سفتی مفاصل اندام تحتانی با آسیب‌هایی که پیامد کاهش یا افزایش این متغیرهای بیومکانیکی می‌باشند را در اختیار ما قرار دهد. هدف پژوهش حاضر، تعیین ارتباط سفتی مفاصل اندام تحتانی (مفاصل مچ پا و زانو) حین اجرای آزمون هاپینگ با سه استراتژی (ترجیحی، کنترلی و بیشینه) و سه شیوه اجرا (دوطرفه، یک‌طرفه روی پای برتر و یک‌طرفه روی پای غیربرتر) با متغیرهای بیومکانیکی مرتبط با ریسک بروز آسیب (اوج نیروی عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری و انرژی جذب شده) حین اجرای فرود تک‌پا بود.

در بسیاری از مهارت‌های ورزشی، ورزشکاران فرودهای متعدد پس از اجرای پرش را انجام می‌دهند؛ از این رو در معرض آسیب‌های اندام تحتانی قرار دارند. می‌توان از طریق تعیین ارتباط سفتی با متغیرهای بیومکانیکی حین اجرای تکلیف فرود، ارتباط سفتی با آسیب‌هایی که با این متغیرهای بیومکانیکی مرتبط است را پیش‌بینی کرد. متغیرهای بیومکانیکی اوج نیروی عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری و انرژی جذب‌شده مکانیکی حین اجرای فرود با ریسک بروز آسیب‌های استخوانی و آسیب بافت نرم مرتبط می‌باشند (بوترلر و همکاران، ۲۰۰۳؛ برازیر و همکاران، ۲۰۱۴؛ گراناتا و همکاران، ۲۰۰۲). تعیین ارتباط سفتی مفاصل اندام تحتانی با متغیرهای بیومکانیکی ذکر شده می‌تواند اطلاعاتی در مورد ارتباط سفتی مفاصل اندام تحتانی با آسیب‌هایی که پیامد کاهش یا افزایش این متغیرهای بیومکانیکی می‌باشند را در اختیار ما قرار دهد. هدف پژوهش حاضر، تعیین ارتباط سفتی مفاصل اندام تحتانی (مفاصل مچ پا و زانو) حین اجرای آزمون هاپینگ با سه استراتژی (ترجیحی، کنترلی و بیشینه) و سه شیوه اجرا (دوطرفه، یک‌طرفه روی پای برتر و یک‌طرفه روی پای غیربرتر) با متغیرهای بیومکانیکی مرتبط با ریسک بروز آسیب (اوج نیروی عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری و انرژی جذب شده) حین اجرای فرود تک‌پا بود.

در بسیاری از مهارت‌های ورزشی، ورزشکاران فرودهای متعدد پس از اجرای پرش را انجام می‌دهند؛ از این رو در معرض آسیب‌های اندام تحتانی قرار دارند. می‌توان از طریق تعیین ارتباط سفتی با متغیرهای بیومکانیکی حین اجرای تکلیف فرود، ارتباط سفتی با آسیب‌هایی که با این متغیرهای بیومکانیکی مرتبط است را پیش‌بینی کرد. متغیرهای بیومکانیکی اوج نیروی عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری و انرژی جذب‌شده مکانیکی حین اجرای فرود با ریسک بروز آسیب‌های استخوانی و آسیب بافت نرم مرتبط می‌باشند (بوترلر و همکاران، ۲۰۰۳؛ برازیر و همکاران، ۲۰۱۴؛ گراناتا و همکاران، ۲۰۰۲). تعیین ارتباط سفتی مفاصل اندام تحتانی با متغیرهای بیومکانیکی ذکر شده می‌تواند اطلاعاتی در مورد ارتباط سفتی مفاصل اندام تحتانی با آسیب‌هایی که پیامد کاهش یا افزایش این متغیرهای بیومکانیکی می‌باشند را در اختیار ما قرار دهد. هدف پژوهش حاضر، تعیین ارتباط سفتی مفاصل اندام تحتانی (مفاصل مچ پا و زانو) حین اجرای آزمون هاپینگ با سه استراتژی (ترجیحی، کنترلی و بیشینه) و سه شیوه اجرا (دوطرفه، یک‌طرفه روی پای برتر و یک‌طرفه روی پای غیربرتر) با متغیرهای بیومکانیکی مرتبط با ریسک بروز آسیب (اوج نیروی عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری و انرژی جذب شده) حین اجرای فرود تک‌پا بود.

مواد و روش‌ها

جامعه آماری این پژوهش نیمه‌تجربی، مدل ارتباط سنجی، نوع بنیادی و کاربردی را دانشجویان پسر فعال رشته تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تشکیل دادند. از درون جامعه آماری ۲۰ نفر با میانگین و انحراف استاندارد سن $24/58 \pm 1/64$ سال، جرم $65/16 \pm 4/74$ کیلوگرم و قد

داده شد. از آزمودنی خواسته شد روی سکو به حالت دست به کمر، پا برهنه و روی پای غیربرتر قرار گیرد و با پای برتر در مرکز صفحه نیرو فرود آید و به محض فرود، با صاف کردن بدن و نگاه به روبه‌رو 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 بودند. دو فرود صحیح برای هر آزمودنی مدنظر قرار گرفت. در هنگام فرود، صفحه نیرو، نیروهای عکس‌العمل زمین و دوربین‌ها مختصات مارکرها را ثبت کردند. داده‌های صفحه نیرو و مختصات مکانی مارکرها با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث مرتبه ۴، به ترتیب با فرکانس‌های قطع ۵۰ و ۱۲ هرتز فیلتر شدند (بلکبرن و همکاران، ۲۰۱۱؛ ۲۰۱۳). به منظور قابل‌مقایسه کردن داده‌ها، داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین نسبت به وزن آزمودنی‌ها نرمال شدند. متغیر مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین به‌طور مستقیم از داده‌های صفحه نیرو استخراج شد. انرژی مکانیکی جذب‌شده با انتگرال‌گیری از توان مکانیکی کل حین فاز اکسنتریک فرود محاسبه شد. توان مکانیکی کل از ضرب سرعت مرکز جرم (V) در مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین (F) به‌دست آمد. (معادله ۲). سرعت مرکز جرم حین فاز اکسنتریک فرود با مشتق گرفتن از میزان جابجایی مرکز جرم محاسبه شد و مختصات مرکز جرم از مدل چهار سگمندی حاصل از پنج نشانگر، به‌دست آمد.

$$P_{total} = F \times V_{com} \quad \text{معادله ۲}$$

به‌منظور محاسبه نرخ بارگذاری، حداکثر نیروی عمودی نرمال شده به وزن بر زمان رسیدن به حداکثر نیرو تقسیم شد (معادله ۳).

$$ROL = \frac{Peak Fz(N)/BW(N)}{time to peak F} \quad \text{معادله ۳}$$

روندی که شرح داده شد در نرم‌افزار متلب کدنویسی و به‌منظور محاسبه متغیرهای مورد نظر تحقیق اجرا شد. برای توصیف داده‌ها از میانگین و انحراف استاندارد استفاده شد. همچنین برای تعیین نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک و برای تعیین ارتباط بین متغیرهای پژوهش از آزمون آماری همبستگی پیرسون در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده گردید.

استفاده شد. از آنجایی که میانگین فرکانس ترجیحی انسان در اجرای هایپینگ حدود ۲/۲ هرتز گزارش شده (فرلی و مورگنروث، ۱۹۹۹؛ براونر و همکاران، ۲۰۱۴) به همین دلیل از این فرکانس در این پژوهش بهره‌برده شد. در استراتژی بیشینه، از آزمودنی خواسته شد که عمل هایپینگ را با هدف رسیدن به بیشترین ارتفاع ممکن و با کمترین زمان تماس با زمین انجام دهد (هوبارا و همکاران، ۲۰۱۳).

از کل داده‌های ثبت‌شده توسط صفحه نیرو و دوربین، داده‌های مربوط به پنج جهش میانی (جهش ششم تا دهم) جدا شدند (هوبارا و همکاران، ۲۰۱۳؛ هوبارا و همکاران، ۲۰۱۵). هر یک از این جهش‌ها شامل یک مرحله تماس و یک مرحله پرواز بود. داده‌های صفحه نیرو (مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین) و مختصات مکانی مارکرها با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث مرتبه چهار، به ترتیب با فرکانس‌های قطع ۵۰ و ۸ هرتز فیلتر شدند (عشرستاقی و همکاران، ۲۰۱۵؛ هوبارا و همکاران، ۲۰۱۳؛ هوبارا و همکاران، ۲۰۱۵). سفتی مفاصل (k_{joint}) زانو و مچ پای آزمودنی‌ها، از تقسیم تغییرات گشتاور مفصل (ΔM_{joint}) بر تغییر زاویه‌ی ($\Delta \theta_{joint}$) مفصل به‌دست آمد (معادله ۱) (فرلی و مونگنروث، ۱۹۹۹). تغییر زاویه‌ی مفاصل، با تحلیل داده‌های ثبت‌شده توسط دوربین قابل تعیین است. با معلوم بودن قد و وزن آزمودنی‌ها و داده‌های صفحه نیرو و دوربین، گشتاور مفاصل نیز از طریق حل دینامیک معکوس مدل چند بخشی بدن محاسبه شد.

$$k_{joint} = \Delta M_{joint} / \Delta \theta_{joint} \quad \text{معادله ۱}$$

به‌این ترتیب، سفتی مفاصل مچ‌پا و زانو برای هر یک از پنج جهش (جهش ششم تا دهم) به‌دست آمد. میانگین این مقادیر، به‌عنوان سفتی مفاصل آزمودنی در هر کدام از آزمون‌ها در نظر گرفته شد. با توجه به خطی بودن شرط نیرو (گشتاور) - تغییر مکان (زاویه مفصل) برای برقراری معادله ۱ فاصله زمانی لحظه بیشینه‌شدن گشتاور و لحظه کمینه شدن زاویه مفصل نباید بیشتر از ده درصد طول جهش باشد (گراناتا و همکاران، ۲۰۰۲). متغیرهای مربوط به جهش‌هایی که این شرط را نداشتند از فرآیند میانگین‌گیری حذف شدند.

پس از اجرای آزمون‌های هایپینگ، مراحل اجرای آزمون فرود از روی سکو به آزمودنی شرح داده شد. یک سکوی ۳۵ سانتی‌متری به فاصله ۱۰ سانتی‌متری از صفحه نیرو قرار

یافته‌ها

میانگین و انحراف معیار متغیرهای دموگرافیک در جدول شماره ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱: توصیف ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها

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

کمترین مقادیر سفتی را دارا می‌باشند. همچنین بزرگ‌تر بودن مقادیر سفتی اندام تحتانی دوطرفه نسبت به یک‌طرفه (پای برتر و غیربرتر) قابل انتظار بود (عشرستاقی و همکاران، ۲۰۱۷). مقادیر میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای بیومکانیکی حین اجرای فرود تک‌پا نیز در جدول شماره ۳ گزارش شده است. توزیع تمام متغیرهای سفتی مفاصل و متغیرهای بیومکانیکی حین اجرای فرود که به‌وسیله آزمون شاپیروویلیک مورد آزمون قرار گرفتند، نرمال بود.

توصیف داده‌های سفتی مفاصل مچ‌پا و زانو در جدول شماره ۲ آورده شده است. مقادیر به‌دست‌آمده توافق مناسبی با گزارش‌های پیشین دارد (براگلی، کرونین، ۲۰۰۸؛ عشرستاقی و همکاران، ۲۰۱۵؛ براگلی، کرونین، ۲۰۰۸). تفاوت در مقادیر به‌دست‌آمده ناشی از تفاوت‌های موجود بین استراتژی‌ها و شیوه‌های اجرای هاپینگ است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود سفتی مفاصل مربوط به استراتژی کنترلی، ترجیحی و بیشینه به ترتیب بیشترین تا

جدول ۲: مقادیر میانگین و انحراف استاندارد سفتی مفاصل مچ‌پا و زانو حین اجرای آزمون‌های هاپینگ به تفکیک استراتژی (ترجیحی، کنترلی و بیشینه) و شیوه اجرا (دوطرفه، یک‌طرفه روی پای برتر و یک‌طرفه روی پای غیربرتر) (نیوتون بر متر)

متغیر	انحراف استاندارد ± میانگین
سفتی مچ‌پا ترجیحی دوطرفه	۴۶۱/۲۶ ± ۱۵۷/۱۲
سفتی زانو ترجیحی دوطرفه	۴۳۲/۳۳ ± ۲۰۴/۷۸
سفتی مچ‌پا ترجیحی پای برتر	۳۲۸/۴۵ ± ۹۵/۱۴
سفتی زانو ترجیحی پای برتر	۳۹۷/۴۲ ± ۸۶/۳۸
سفتی مچ‌پا ترجیحی پای غیربرتر	۳۸۱/۷۵ ± ۲۸۶/۷۴
سفتی زانو ترجیحی پای غیربرتر	۴۰۳/۱۵ ± ۳۰۲/۶۱
سفتی مچ‌پا کنترلی دوطرفه	۵۳۴/۷ ± ۱۲۹/۴
سفتی زانو کنترلی دوطرفه	۶۲۸/۳ ± ۱۵۲/۸
سفتی مچ‌پا کنترلی پای برتر	۴۴۶/۱ ± ۹۰/۳
سفتی زانو کنترلی پای برتر	۵۳۷/۷ ± ۱۰۶/۷
سفتی مچ‌پا کنترلی پای غیربرتر	۴۷۰/۲ ± ۱۱۳/۴
سفتی زانو کنترلی پای غیربرتر	۴۸۲/۵ ± ۱۵۶/۴
سفتی مچ‌پا بیشینه دوطرفه	۳۰۲/۷۱ ± ۱۲۶/۵۸
سفتی زانو بیشینه دوطرفه	۴۵۴/۵۸ ± ۲۳۴/۸۶
سفتی مچ‌پا بیشینه پای برتر	۲۸۷/۸۰ ± ۹۵/۱۴
سفتی زانو بیشینه پای برتر	۳۹۰/۰۱ ± ۱۷۹/۷۸
سفتی مچ‌پا بیشینه پای غیربرتر	۳۶۶/۸۳ ± ۲۷۳/۴۶
سفتی زانو بیشینه پای غیربرتر	۲۹۸/۹۷ ± ۱۲۴/۹۲

جدول ۳: مقادیر میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای اوج مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین (نیوتون بر کیلوگرم)، نرخ بارگذاری (نیوتون بر ثانیه در کیلوگرم) و انرژی مکانیکی جذب‌شده (ژول بر کیلوگرم) حین اجرای فرود تک پا از سکو

متغیر	انحراف استاندارد \pm میانگین
اوج نیروی عمودی	$39/34 \pm 10/17$
نرخ بارگذاری	$683/45 \pm 159/30$
انرژی مکانیکی جذب‌شده	$3/37 \pm 0/96$

با استراتژی‌ها و شیوه‌های اجرای متفاوت، سفتی مچ‌پای کنترلی دوطرفه به‌منظور ارتباط سنجی با متغیر انرژی مکانیکی جذب شده و سفتی مچ‌پای ترجیحی و بیشینه یک‌طرفه به منظور ارتباط سنجی با دو متغیر اوج نیروی عمودی و نرخ بارگذاری آزمون‌های مناسب‌تری هستند. ضرایب همبستگی به‌دست آمده حاکی از این است که سفتی مچ‌پای با متغیرهای اوج نیروی عمودی و نرخ بارگذاری ارتباط مثبت و با انرژی مکانیکی جذب شده ارتباط منفی دارد.

نتایج آزمون همبستگی بین متغیرهای منتخب بیومکانیکی حین اجرای فرود تک‌پا از روی سکو با سفتی مفاصل اندام تحتانی به تفکیک استراتژی و شیوه اجرا برای مواردی که ارتباط معنادار بوده در جدول شماره ۴ آورده شده است. برخلاف سفتی مفصل مچ‌پا، بین سفتی مفصل زانو با متغیرهای بیومکانیکی مرتبط با ریسک بروز آسیب حین فرود ارتباط معناداری مشاهده نشد و روابط همبستگی به‌دست آمده نیز روند خاصی را دنبال نمی‌کردند. نتایج معناداری به‌دست آمده برای سفتی مفصل مچ‌پا نشان می‌دهد از بین سفتی‌های مچ‌پای محاسبه شده

جدول ۴: نتایج آزمون همبستگی بین سفتی مفاصل مچ‌پا و زانو به تفکیک استراتژی (ترجیحی، کنترلی و بیشینه) و شیوه اجرا (دوطرفه، یک‌طرفه روی پای برتر و یک‌طرفه روی پای غیربرتر) (نیوتون بر متر) با متغیرهای منتخب بیومکانیکی در اجرای فرود تک‌پا

پیک نیروی عمودی (نیوتون بر کیلوگرم)	نرخ بارگذاری (نیوتون بر ثانیه بر کیلوگرم)	انرژی مکانیکی جذب‌شده (ژول بر کیلوگرم)
$r = 0/65^*$	$r = 0/7^*$	$r = 0/43$
$p = 0/02$	$p = 0/01$	$p = 0/1$
$r = 0/73^*$	$r = 0/8^*$	$r = 0/005$
$p = 0/001$	$p = 0/003$	$p = 0/9$
$r = 0/19$	$r = 0/18$	$r = -0/77^*$
$p = 0/5$	$p = 0/5$	$p = 0/003$
$r = 0/83^*$	$r = 0/82^*$	$r = -0/03$
$p = 0/003$	$p = 0/004$	$p = 0/9$
$r = 0/76^*$	$r = 0/72^*$	$r = -0/13$
$p = 0/01$	$p = 0/02$	$p = 0/7$

I = ضریب همبستگی، p = سطح معناداری، * معنادار بودن

بحث

بود. ارتباط مثبت و معنادار سفتی مچ‌پای ترجیحی و بیشینه یک‌طرفه با دو متغیر اوج نیروی عمودی و نرخ بارگذاری و ارتباط معنادار و منفی سفتی مچ‌پای کنترلی دوطرفه با انرژی جذب شده یافته‌های این تحقیق بودند که در ادامه مورد بحث قرار می‌گیرند.

هدف این تحقیق تعیین ارتباط بین سفتی مفاصل مچ‌پا و زانو حین اجرای آزمون هاپینگ با سه استراتژی ترجیحی، کنترلی و بیشینه و سه شیوه اجرای دوطرفه، یک‌طرفه روی پای برتر و یک‌طرفه روی پای غیربرتر با متغیرهای منتخب بیومکانیکی مرتبط با ریسک بروز آسیب حین اجرای فرود

آسیب‌های استخوانی بیشتر است (ویلیامز و همکاران، ۲۰۰۳؛ ویلیامز و همکاران، ۲۰۰۱). یافته‌های این دو تحقیق، نتایج پژوهش ما را تأیید می‌کند. به نظر می‌رسد برای توجیه ارتباط مثبت به دست آمده بین سفتی مفصل مچ‌پا با دو متغیر اوج نیروی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری بایستی بیومکانیک هاپینگ و فرود را مورد بررسی قرارداد. در هنگام فرود از ارتفاع معین همواره ضربه وارد شده به فرد ثابت است، فرد می‌تواند با خم کردن بیشتر مفاصل اندام تحتانی، زمان اعمال نیرو را افزایش داده و اوج نیروی عکس‌العمل زمین را کم و همچنین زمان رسیدن به اوج نیرو را زیاد کند. یکی از عوامل بالاتر بودن سفتی مفصل، بازتر بودن مفاصل حین فاز اکسنتریک هاپینگ است که موجب تغییرات زاویه‌ای کمتر آن می‌شود؛ بنابراین کسی که سفتی مفصل بالاتری دارد در هنگام فرود مفاصل خود را کمتر خم می‌کند و این موجب افزایش اوج نیروی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری می‌شود. با توجه به این استدلال، به نظر می‌رسد رفتاری که آزمودنی‌ها در اجرای هاپینگ نشان دادند، در فرود از روی سکو نیز وجود دارد و در حقیقت کینتیک فاز اکسنتریک هاپینگ با کینتیک فرود تک‌پا از روی سکو ارتباط دارد.

در مورد آسیب بافت نرم طی دو پژوهش آینده‌نگر در فوتبالیست‌هایی که در طول فصل دچار آسیب بافت نرم شدند سفتی اندام تحتانی بالا یا عدم تقارن سفتی اندام تحتانی چپ و راست گزارش شده است (واتسفورد و همکاران ۲۰۱۵؛ پراین و همکاران، ۲۰۱۲) که با نتایج یافته‌های تحقیق حاضر در مورد ارتباط آسیب بافت نرم با سفتی در تناقض است. واتسفورد و پراین در تحقیقات خود سفتی اندام تحتانی را محاسبه کرده‌اند؛ در حالی که در این تحقیق سفتی مفصل مد نظر قرار گرفته است. علت احتمالی دیگر تناقض بوجود آمده می‌تواند تفاوت در تکالیف حرکتی به کار گرفته شده در دو تحقیق باشد. بازیکنان فوتبال تکالیف و فعالیت‌های حرکتی متفاوت مثل دویدن، پرش و فرود را به صورت تکراری در طی بازی فوتبال انجام می‌دهند در حالی که در پژوهش حاضر برای ارزیابی ریسک بروز آسیب از تکلیف ساده و کنترل شده فرود تک‌پا در محیط آزمایشگاهی استفاده شده است، یعنی ممکن است با توجه به نوع تکلیف حرکتی مورد نظر و شرایط اجرای تکلیف از جمله محیط و سطحی که ورزشکار یا آزمودنی روی آن

یافته‌های تحقیق حاکی از این است که سفتی مچ‌پا حین اجرای آزمون هاپینگ با استراتژی‌های مختلف با بیومکانیک فرود ارتباط قوی دارد در حالی که سفتی مفصل زانو با بیومکانیک فرود ارتباطی ندارد. شاید علت این است که مفصل مچ‌پا تنظیم کننده و تعدیل کننده اصلی سفتی اندام تحتانی طی هر دو حرکت هاپینگ و فرود است و نقش بیشتری را نسبت به مفصل زانو در کنترل بیومکانیک حرکت دارد. همچنین روابط معنادار به دست آمده می‌تواند بیانگر این باشد که استراتژی به کار گرفته شده توسط آزمودنی‌ها هنگام فرود تک‌پا از روی سکو و استراتژی به کار گرفته شده در فاز اکسنتریک هاپینگ مشابه است چرا که مقدار سفتی می‌تواند تحت تأثیر استراتژی فرد در اجرای حرکت قرار بگیرد (مک‌گیل، ۲۰۰۹).

ارتباط معنادار به دست آمده بین سفتی مفصل مچ‌پا با متغیر انرژی جذب شده مکانیکی، منفی و با متغیرهای اوج نیروی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری در تمامی موارد مثبت بود. اعتقاد بر این است افزایش اوج نیروی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری ریسک بروز آسیب‌های استخوانی مانند استئوآرتریت زانو و استرس فراکچر را افزایش می‌دهد (باتلر و همکاران، ۲۰۰۳؛ برازیر و همکاران، ۲۰۱۴). از طرفی افزایش جذب انرژی حین فرود موجب کاهش شوک ناشی از ضربه شده و ریسک بروز آسیب‌های مرتبط با افزایش اوج نیروی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری را کاهش می‌دهد، اما با قرارگیری مفصل در انتهای دامنه حرکتی افزایش تنش لیگامنت‌ها و خطر آسیب‌های بافت نرم را در پی خواهد داشت (باتلر و همکاران، ۲۰۰۳؛ گراناتا و همکاران، ۲۰۰۲). بنابراین یافته‌های پژوهش حاضر بیانگر این است که سفتی زیاد مفصل مچ‌پا با افزایش بارگذاری و شوک به اندام تحتانی همراه است و ریسک بروز آسیب‌های استخوانی مانند استئوآرتریت زانو و استرس فراکچر را افزایش می‌دهد در حالی که سفتی کم مفصل مچ‌پا ریسک بروز آسیب بافت نرم را افزایش خواهد داد. در زمینه ارتباط سفتی با متغیرهای اوج نیروی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری و یا ارتباط سفتی با آسیب‌های استخوانی پیشینه‌چندانی وجود ندارد. تنها دو پژوهش در این زمینه انجام شده است که نتایج آن نشان داد در دوندگان با سفتی اندام تحتانی بالاتر، نرخ بارگذاری بالاتر بوده و همچنین به طور قابل ملاحظه‌ای وقوع

محدوده‌ای از سفتی ایده‌آل باشد که به فرد اجازه می‌دهد عملکرد را بهینه کند و در عین حال خطر آسیب را نیز به حداقل برساند.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج به نظر می‌رسد در هر سه استراتژی اجرای هاپینگ و همین‌طور اجرای فرود مفصل مچ‌پا تنظیم‌کننده اصلی سفتی کل اندام تحتانی و بیومکانیک فرود می‌باشد. نتایج نشان می‌دهد که سفتی زیاد مفصل مچ‌پا ریسک بروز آسیب‌های استخوانی مانند استئوآرتریت زانو و استرس فراکچر را افزایش می‌دهد، در حالی که سفتی کم مفصل مچ‌پا ریسک بروز آسیب‌های بافت نرم را افزایش می‌دهد؛ بنابراین به نظر می‌رسد که سفتی کم یا زیاد مفصل به‌منظور جلوگیری از ریسک بروز آسیب مزیت محسوب نمی‌شود و احتمالاً مقداری بهینه برای آن وجود دارد. بنا بر آنچه گفته شد، لزوم طراحی تمرینات تخصصی برای دستیابی به سفتی بهینه به‌منظور پیشگیری از آسیب وجود دارد. با وجود نتایج بیان شده در این تحقیق و تحقیقات دیگر، به منظور ایجاد رابطه مستقیم بین سفتی و آسیب‌دیدگی نیاز به مطالعات آینده‌نگر اضافی وجود دارد. در حال حاضر با توجه به شواهد کم، بخصوص کمبود تحقیقات آینده‌نگر تا زمانی که شواهد تحقیقی مشخصی به دست نیاید بایستی با احتیاط بیشتری در مورد ارتباط سفتی با ریسک بروز آسیب صحبت کرد.

تشکر و قدردانی

از تمام کسانی که ما را در انجام این تحقیق یاری نمودند تشکر و قدردانی می‌گردد.

فعالیت ورزشی و یا تکلیف را انجام می‌دهد سفتی کم یا زیاد برای جلوگیری از آسیب بافت نرم مزیت یا عدم مزیت محسوب شود. در پژوهش دیگری کاهش سفتی اندام تحتانی در دوندگانی که آسیب‌های بافت نرم بیشتری را تجربه کرده‌اند گزارش شد (ویلیامز و همکاران، ۲۰۰۳؛ ویلیامز و همکاران، ۲۰۰۱) که با نتایج تحقیق حاضر همخوانی دارد. در توجیه ارتباط منفی به‌دست آمده بین سفتی اندام تحتانی و آسیب بافت نرم به حرکت بیش از حد مفصل ناشی از سفتی کمتر اشاره شده است. در هنگام اجرای فرود، با بیشتر خم کردن مفاصل اندام تحتانی می‌توان انرژی جذب‌شده مکانیکی را افزایش داد. یکی از عوامل سفتی مفصل کمتر، بیشتر خم کردن آن حین اجرای فاز اکسنتریک هاپینگ است که موجب تغییرات زاویه‌ای بیشتر مفصل، جابجایی بیشتر مرکز جرم و کاهش اوج نیروی عکس‌العمل زمین می‌شود. بنابراین کسی که سفتی مفصل کمتری دارد در هنگام فرود مفاصل خود را بیشتر خم می‌کند و این موجب افزایش انرژی جذب شده در مفاصل و نهایتاً افزایش انرژی جذب‌شده کل می‌شود. نتایج پژوهشی نشان داد که سفتی مفصل زانوی زنان حین اجرای آزمون هاپینگ کمتر از مردان است (گراناتا و همکاران، ۲۰۰۲). این سفتی کاهش یافته ممکن است توضیحی راجع به ثبت موارد بیشتر صدمات رباط زانو در زنان نسبت به مردان باشد.

ارتباط مثبت به‌دست آمده در این تحقیق بین سفتی مفصل مچ‌پا با متغیرهای نرخ بارگذاری و اوج نیروی عکس‌العمل زمین و ارتباط منفی بین سفتی مفصل مچ‌پا با انرژی جذب شده مکانیکی نشان داد سفتی بیش از حد مفصل ممکن است با آسیب‌های استخوانی همراه باشد در حالی که سفتی بسیار کم ممکن است با آسیب‌های بافت نرم همراه باشد. اگر این واقعیت داشته باشد، ممکن است

References

- Ashrotaghi, M., Sadeghi, H., Shirzad, A. (2017). The analysis of spring-like behavior of human body during unilateral and bilateral hopping tests with different strategies. *Research in Sports Rehabilitations*, 4(8), 21-9. [Persian]
- Ashrotaghi, M., Sadeghi, H., Shirzad, A. (2015). The relationship of mechanical stiffness during hopping test with performance and injury risk factors of lower extremity in selected fundamental movement skills. Phd Thesis, Faculty of physical Education, Kharazmi University, p161. [Persian]
- Blackburn, JT., Norcross, MF., Cannon, LN., Zinder, SM. (2013). Hamstrings stiffness and landing biomechanics linked to anterior cruciate ligament loading. *Journal of athletic training*, 48(6), 764-72.

- Blackburn, J.T., Norcross, M.F., Padua, D.A. (2011). Influences of hamstring stiffness and strength on anterior knee joint stability. *Clinical Biomechanics*, 26(3), 278-83.
- Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, 22(11), 1217-27.
- Brauner, T., Sterzing, T., Wulf, M., Horstmann, T. (2014). Leg stiffness: Comparison between unilateral and bilateral hopping tasks. *Human Movement Science*, 33(1), 263-72.
- Brazier, J., Bishop, C., Simons, C., Antrobus, M., Read, P.J., Turner, A.N. (2014). Lower Extremity Stiffness: Effects on Performance and Injury and Implications for Training. *Strength & Conditioning Journal*, 36(5), 103-12.
- Brughelli, M., Cronin, J. (2008). A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications. *Scandinavian Journal of Medicine & Sciences in Sports*, 18(4), 417-26.
- Brughelli, M., Cronin, J. (2008). Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness: modelling and recommendations for future research. *Sports Medicine*, 38(8), 647-57.
- Butler, R.J., Crowell, H.P., Davis, I.M.C. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, 18(6), 511-7.
- Ditroilo, M., Watsford, M., Murphy, A., De Vito, G. (2011). Assessing musculo-articular stiffness using free oscillations: theory, measurement and analysis. *Sports Medicine*, 41(12), 1019-32.
- Farley, C., Morgenroth, D. (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of Biomechanics*, 32(3), 267-73.
- Fukashiro, S., Hay, C., Nagano, A. (2006). Biomechanical behavior of muscle-tendon complex during dynamic human movements. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(2), 131-47.
- Granata, K., Padua, D., Wilson, S. (2002). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(2), 127-35.
- Hobara, H., Inoue, K., Kanosue, K. (2013). Effect of hopping frequency on bilateral differences in leg stiffness. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(1), 55-60.
- Hobara, H., Kobayashi, Y., Yoshida, E., Mochimaru, M. (2015). Leg stiffness of older and younger individuals over a range of hopping frequencies. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 25(2), 305-9.
- Lamontagne, M., Kennedy, M.J. (2013). The biomechanics of vertical hopping: a review. *Research in Sports Medicine*, 21(4), 380-94.
- Latash, M.L., Zatsiorsky, V.M. (1993). Joint stiffness: Myth or reality? *Human Movement Sciences*, 12(6), 653-92.
- Lee, B.C., McGill, S.M. (2015). Effect of Long-term Isometric Training on Core/Torso Stiffness. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(6), 1515-26.
- McGill, S. (2009). *Ultimate back fitness and performance*. 4th ed. Waterloo, Canada: Backfitpro Incorporated, p63.
- Padua, D.A., Carcia, C.R., Arnold, B.L., Granata, K.P. (2005). Gender differences in leg stiffness and stiffness recruitment strategy during two-legged hopping. *J Mot Behav*, 37(2), 111-26.
- Proske, U., Morgan, D. (1987). Tendon stiffness: methods of measurement and significance for the control of movement. A review. *Journal of Biomechanics*, 20(1), 75-82.
- Pruyn, E.C., Watsford, M.L., Murphy, A.J., Pine, M.J., Spurr, R.W., Cameron, M.L., et al. (2012). Relationship between leg stiffness and lower body injuries in professional Australian football. *Journal of Sports Sciences*, 30(1), 71-8.
- Vazirian, M., Shojaei, I., Tromp, R.L., Nussbaum, M.A., Bazrgari, B. (2015). Age-related differences in trunk intrinsic stiffness. *Journal of biomechanics*, in press.
- Watsford, M.L., Murphy, A.J., McLachlan, K.A., Bryant, J. (2015). *Strength & Conditioning Research*, 29(6), 1515-26.
- Williams, D.S., McClay, I., Davis, I., Scholz, J.P., Hamill, J., Buchanan, T.S. (2003). Lower extremity stiffness in runners with different foot types. *Gait and Posture*, in press.
- Williams, D.S., McClay, I.S., Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics*, 16, 341-347.