نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ۸، شماره ۱۶، پاییز و زمستان ۱۳۹۹
۵۲-۴۵

WWW.RSR.BASU.AC.IR

مقایسه نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به پایداری در مردان ورزشکار سالم و دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا طی تکلیف پرش- فرود تک پا

سعید ایل‌بیگی[1*]، محمد یوسفی[2]، لیلی طهرانی[3]

۱. دانشیار بیومکانیک گروه علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران
۲. استادیار بیومکانیک گروه علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران
۳. کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد فردوس، فردوس، ایران

دریافت ۲۴ تیر ۱۳۹۹؛ پذیرش ۱۰ اسفند ۱۳۹۹

مقاله پژوهشی

واژگان کلیدی

نیروهای عکس‌العمل زمین

تعادل

پایداری

بی‌ثباتی عملکردی مچ پا

چکیده

زمینه و هدف: هدف از این تحقیق مقایسه نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به پایداری در مردان ورزشکار سالم و دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا طی تکلیف پرش- فرود تک پا بود.

روش بررسی: جامعه آماری این تحقیق نیمه تجربی، مردان ورزشکار با دامنه سنی ۱۸تا ۲۵ سال بودند، که تعداد ۲۰ نفر به‌صورت هدفمند براساس معیارهای این پژوهش در دو گروه سالم (۱۰ نفر) و دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا (۱۰ نفر) تقسیم‌بندی شدند. نیروی عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به پایداری با استفاده از صفحه نیرو مدل Bertec اندازه‌گیری شد. داده‌های خام به‌دست آمده پس از فلیتر کردن و نرمال‌کردن، توسط نرم‌افزارهای Matlab و spss نسخه ۲۱ در سطح P≤۰/۰۵ با آزمون‌های شاپیرو - ویلک و تی مستقل تجزیه و تحلیل شدند.

یافته‌ها: بین متغیر اوج نیروهای قدامی - خلفی و نیروی داخلی - خارجی عکس‌العمل زمین، مردان ورزشکار سالم و دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا طی تکلیف پرش - فرود تک پا، تفاوت معنی‌داری وجود نداشت (P≤۰/۰۵)، اما، بین متغیرهای نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (P=۰/۰۱۴) و زمان رسیدن به ناپایداری (P=۰/۰۴۴) مردان ورزشکار سالم و دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا طی تکلیف پرش- فرود تک پا، تفاوت معنی‌داری مشاهده شد.

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج تحقیق، ورزشکاران مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بیشتری هنگام فرود متحمل می‌شوند که این نیروی بیش از حد موجب آسیب‌دیدگی خواهد شد بنابراین به مربیان توصیه می‌گردد که جهت کاهش این نیروها از ابزار مناسب استفاده نمایند.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۹۱۵۱۳۰۷۵۰۹
پست الکترونیکی:silbeigi@birjand.ac.ir
شناسه دیجیتال (DOI): 10.22084/RSR.2021.22115.1521

مقدمه

مفصل مچ پا ناحیه‌ای مهم و حساس در تحمل وزن بدن در هنگام جابه‌جایی محسوب می‌شود و با توجه به ساختار آناتومیکی پا و موقعیت قرارگیری آن در پایین‌ترین بخش زنجیره حرکتی اندام تحتانی منطقی به نظر می‌رسد که کوچک‌ترین تغییرات بیومکانیکی و ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی در اندام تحتانی به خصوص مچ پا بر کنترل پاسچر و بیومکانیک حرکات انسان تأثیرگذار باشند (کلانتری و همکاران، ۱۳۹۲).

بی‌ثباتی عملکردی مچ پا[1]، یکی از شایع‌ترین آسیب‌هایی است که می‌تواند در نتیجه اسپرین خارجی مچ پا به همراه درد و احساس خالی شدن در مچ پا رخ دهد (شهیدی و همکاران، ۱۳۹۶؛ یوسفی و همکاران، ۱۳۹۶). به‌طور کلی، بی‌ثباتی مزمن مچ پا به دو دسته اصلی بی‌ثباتی عملکردی و بی‌ثباتی مکانیکی تقسیم‌بندی می‌شود (هاسنکی و همکاران، ۲۰۱۲). بر اساس نظر فریدمن، دن و هنهام[2] (۱۹۶۵)، بی‌ثباتی عملکردی احساسی ذهنی است که عموماً به دنبال اسپرین خارجی مچ پا در نتیجه آسیب‌های حس عمقی و کنترل عصبی - عضلانی ایجاد می‌شود و فرد به‌طور مکرر احساس خالی‌شدن در ناحیه مچ پا را تجربه می‌کند (اسفندیارپور و همکاران، ۱۳۹۵). بی‌ثباتی مکانیکی نیز، به‌عنوان محدودیت‌های کینماتیکی مفصلی، شلی لیگامنتی، تغییرات سینویال و مکانیک نامناسب مفصل بیان شده است که در واقع می‌تواند به شکلی مستقل از بی‌ثباتی‌های عملکردی ایجاد شود (شهیدی و همکاران، ۱۳۹۶؛ یوسفی و همکاران، ۱۳۹۶). برطبق نظر بسیاری از محققان ناپایداری عملکردی با نقص در حس عمقی[3]، کنترل عصبی-عضلانی[4]، کنترل وضعیتی[5]، ناپایداری مکانیکی[6] و ضعف عضلات ساق پا ارتباط دارد و مچ پا به‌عنوان شایع‌ترین موضع آسیب‌دیدگی در اندام تحتانی معرفی شده است (یوسفی و همکاران، ۱۳۹۶؛ کلانتری و همکاران، ۱۳۹۲؛ دیوتا و همکاران، ۱۹۹۲).

بسیاری از ورزشکاران حرکت پرش فرود را در طول فعالیت‌های ورزشی و رقابت‌ها اجرا می‌کنند. گزارش شده است که بیشترین شیوع آسیب‌های مچ پا و زانو در ورزش‌هایی مانند والیبال، فوتبال و بسکتبال که در آنها حرکات برشی و پرشی وجود دارد، اتفاق می‌افتد. اگر چه این آسیب‌ها اغلب در نتیجه تماس‌های مستقیم اتفاق می‌افتد، لیکن مکانیسم‌های غیربرخوردی مانند فرود به دنبال پرش نیز به کرات اتفاق می‌افتد (گری و همکاران، ۱۹۸۵؛ همیل ۲۰۰۹). به‌عنوان مثال گری و همکاران (۱۹۸۵) گزارش کردند که ۵۸٪ از تمام آسیب‌های زنان بسکتبالیست به دنبال فرود ناشی از پرش اتفاق می‌افتد. در تحقیقی دیگر گربیریج و همکاران (۱۹۸۷)، ۶۳ درصد آسیب‌های مچ پا و زانو در رقابت‌های والیبال را به عامل پرش فرود مرتبط دانستند. فرود موفق پس از پرش به قدرت، پایداری و تعادل جهت محافظت اساسی از مفصل در برابر آسیب نیاز دارد (ویکسترم، ۲۰۰۴).

حرکت پرش فرود غالباً به‌عنوان فرود نرم یا خشک توصیف می‌شود. بدین علت که نیروی عکس‌العمل زمین در فرود خشک بیشتر است (اکستراند، ۱۹۸۳)، بنابراین از نیروی عکس‌العمل زمین می‌توان جهت شناسایی تغییرات فرود خشک استفاده نمود. افزایش انقباض عضلانی در هنگام فرود، ثبات بیشتر مفصل را فراهم آورده و از آسیب مفصل جلوگیری می‌کند (ریمان و همکاران، ۲۰۰۲). انقباض پیش از فرود و انقباض واکنشی عضلات اندام تحتانی به فراهم شدن این سفتی و پایداری پویا که جهت جلوگیری از آسیب مفصل در هنگام فرود لازم است، کمک می‌کند (بویس و همکاران، ۲۰۱۱). بنابراین هرگونه تأخیر یا اختلال در فعالیت و سفتی عضله می‌تواند امکان حرکت اضافی را در زانو و مچ پا فراهم ساخته که احتمالاً منجر به آسیب می‌گردد (پاورز، ۱۹۸۷).

زمان رسیدن به پایداری[7]، توانایی بدن در به حداقل رساندن نوسان پاسچر در هنگام انتقال از یک وضعیت پویا به یک وضعیت ایستا است که از آن به‌عنوان شاخصی برای نشان دادن میزان پایداری استفاده می‌شود (شکوهی و همکاران، ۱۳۹۴). افراد با زمان رسیدن به پایداری طولانی‌تر ممکن است در کنترل عصبی عضلانی و گیرنده‌های مکانیکی روی لیگامان‌های مچ پا به‌ویژه لیگامنت قاپی-نازک نی‌ای قدامی کاهش داشته باشند. افزایش نوسان پاسچر یک عامل منفی بوده که می‌تواند منجر به افزایش

1. Functional ankle instability
2. Freeman, Dean, Hanham
3. Proprioception
4. Neuromuscular control
5. Postural Control
6. Mechanical Stability
7. Time To Stabilization

شیوع آسیب به علت اختلال در فاکتورهای کنترل عصبی- عضلانی و یا تعادل گردد (خالقی و همکاران، ۱۳۹۶). زمان رسیدن به پایداری نمونه‌ای از اندازه‌گیری کنترل پاسچر به‌صورت عینی است که با پروتکل عملکردی پرش- فرود انجام می‌شود. زمان رسیدن به پایداری که یک جنبه از کنترل حرکتی در اندام تحتانی است، به بازخورد گیرنده‌های عمقی و الگوهای عضلانی از پیش برنامه‌ریزی شده، همچنین پاسخ‌های رفلکسی عضلات بستگی دارد (ویکستروم و همکاران، ۲۰۰۵).

از آنجا که مکانیزم عصبی عضلانی نهفته در بی‌ثباتی مچ پا مبهم باقی مانده است، مطالعات متعددی انجام شده که برخی کنترل عصبی عضلانی حلقه‌باز و برخی کنترل عصبی عضلانی حلقه بسته را دخیل در رخ داد مکرر بی‌ثباتی می‌دانند. اگرچه نتایج مطالعات مختلف با یکدیگر متفاوت است، لذا با توجه به مسئله مذکور و این‌که تغییر در پارامترهای الگوهای حرکتی از جمله شدت، می‌تواند مکانیزم‌های نهفته در مفصل آسیب‌دیده را بهتر نمایان کند در این تحقیق محقق به دنبال پاسخ به این سؤال است که آیا تغییر در اطلاعات حسی مفصل و عضله ناشی از تکلیف پرش فرود تغییری در زمان رسیدن به پایداری و نیروهای عکس‌العمل زمین ایجاد می‌کند؟

همچنین با توجه به این‌که تغییر در نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به پایداری در افراد دارای بی‌ثباتی مزمن مچ پا در تکلیف افت فرود نشان داده شده است (ویکستروم و همکاران، ۲۰۰۵)، اما در فعالیت پرش - فرود که در آن شدت فرود و استیفنس عضلانی بیشتر از افت فرود می‌باشد، تحقیقات محدودی انجام شده است. بنابراین این تحقیق به دنبال پاسخ به این سؤال است که آیا تغییر در اطلاعات حسی مفصل و عضله ناشی از تکلیف پرش فرود تغییری در زمان رسیدن به پایداری و نیروهای عکس‌العمل زمین ایجاد می‌کند؟

روش‌شناسی پژوهش

تحقیق حاضر از نوع تحقیقات نیمه‌تجربی و از حیث هدف کاربردی است. جامعه آماری این تحقیق نیمه‌تجربی را مردان ورزشکار ۱۸ تا ۲۵ ساله تشکیل دادند که به‌صورت هدفمند تعداد ۲۰ فرد (۱۰ فرد با ساختار سالم اندام تحتانی و ۱۰ فرد دارای بی‌ثباتی عملکردی) از میان جامعه آماری بر اساس معیارهای ورود به مطالعه و فرمول نمونه‌گیری کوکران به‌عنوان نمونه تحقیق انتخاب شدند. فرمول نمونه‌گیری کوکران برای انتخاب نمونه به شرح ذیل می‌باشد.

تعداد نمونه‌ها بر اساس فرمول به شرح ذیل بر اساس داده‌های مطالعه مقدماتی با فرض خطای نوع اول آزمون ۰/۰۵ (Z1-α/2 =۱/۹۶) و خطای نوع دوم آزمون (Z1-β =۰/۸۴) مشخص گردید:

$$N=(\sigma_1{}^2+\sigma_2{}^2)\,(Z_{1-\alpha/2}+Z_{1-\beta})/(\mu_1-\mu_2)^2$$

$$(\sigma_1=۰/۳,\ \sigma_2=۰/۷) \qquad (\mu_1=۲/۰,\ \mu_2=۲/۷)$$

معیارهای ورود به مطالعه در گروه سالم:

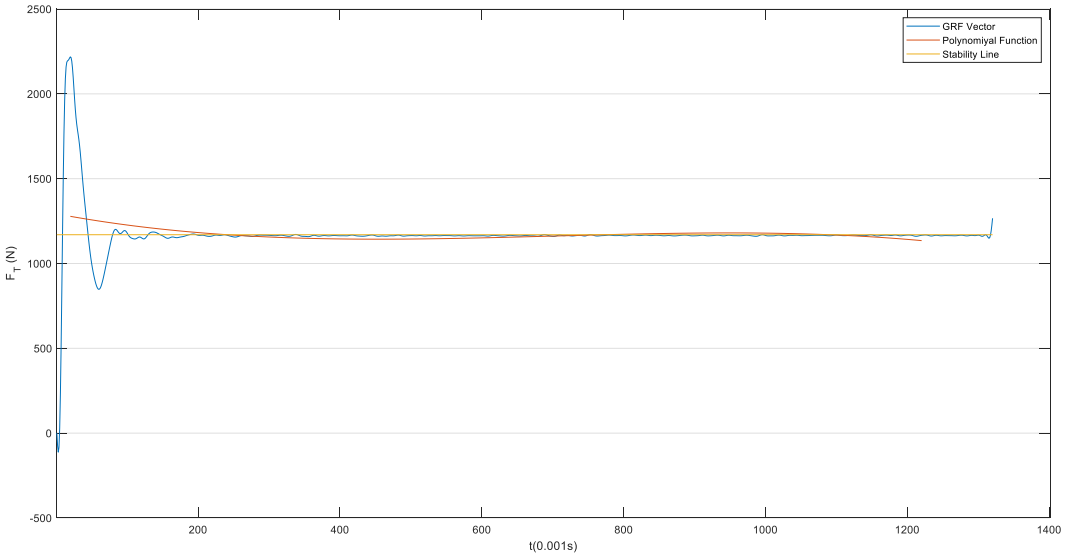
۱. افراد فعال که حداقل سه جلسه تمرین منظم در هفته در طول ۶ ماه گذشته داشته باشند؛ ۲. عدم وجود ناهنجارهای اسکلتی، اختلال دیداری اصلاح نشده، اختلال شنوایی، سرگیجه، بی‌حسی، شکستگی، درد و جراحی در تنه و اندام تحتانی در ۶ ماه گذشته؛ ۳. عدم وجود سابقه بیماری‌های نورولوژی

معیارهای ورود به مطالعه در گروه بی‌ثباتی عملکردی شامل: ۱. بی‌ثباتی عملکردی مچ‌پا تجربه حداقل دو بار پیچ‌خوردگی واضح در یکی از پاها در یک سال اخیر و احساس خالی‌شدن مفصل مچ پا در حین فعالیت فیزیکی؛ ۲. عدم وجود بی‌ثباتی مکانیکی در مچ‌پای گرفتار با انجام آزمون کشویی قدامی و جابجایی تالار توسط متخصص فیزیوتراپی؛ ۳. عدم وجود آسیب، درد و تورم شدید مچ‌پا در طی ۳ ماه اخیر؛ ۴. عدم درمان فیزیوتراپی در زمان ارزیابی (یوسفی و همکاران، ۲۰۲۰).

در مرحله بعد کلیه ویژگی‌های آنتروپومتریکی آزمودنی شامل قد، وزن شاخص توده‌بدنی اندازه‌گیری شد. محاسبه‌ی زمان رسیدن به پایداری در حین اجرای پروتکل پرش - فرود صورت گرفت. به منظور اجرای پروتکل پرش - فرود روی صفحه‌ی نیرو، ابتدا حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی محاسبه شد. سپس، از آزمودنی خواسته می‌شد که با پای برهنه از فاصله‌ی ۳۰ سانتی‌متری نسبت به صفحه نیرو با دو پا پرش کند و با یک پا (پای غالب خود) در مرکز صفحه‌ی نیرو فرود آید و به محض استقرار، دست‌ها را در ناحیه‌ی لگن خود قرار دهد، سر را بالا نگه دارد و روبه‌رو را نگاه کند و سعی کند تعادل خودش را حفظ نماید. هر آزمودنی مانور

پرش - فرود را سه مرتبه اجرا کرد. اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین در صفحه‌ی نیرو از لحظه‌ای که پای فرد با صفحه‌ی نیرو تماس می‌یابد به مدت ۲۰ ثانیه با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز جهت آنالیزهای بعدی جمع‌آوری و روی کامپیوتر ثبت شد. تجزیه و تحلیل اطلاعات مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل به منظور محاسبه‌ی زمان رسیدن به پایداری بر اساس یافته‌های گلدی و همکاران (۱۹۸۹)، انجام شد (کلانتری و همکاران، ۱۳۹۲). به منظور اندازه‌گیری نیروهای عکس‌العمل زمین از یک صفحه نیروی سه محوره (Triaxial Force Plate) (مدل Bertec) که قابلیت ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین در دامنه ۱۰ تا ۱۰۰۰۰ هرتز را دارند، استفاده شد.

روش محاسبه زمان رسیدن به پایداری: زمان رسیدن به پایداری با استفاده از روش دامنه تغییرات رُز و همکاران (۲۰۰۳) محاسبه شد. دامنه تغییرات نیروی عکس‌العمل زمین، طی ۱۰ ثانیه آخر بخش ایستادن تک پای تکلیف فرود برای مؤلفه برآیند نیروی عکس‌العمل زمین (FT) محاسبه شد. خط دامنه تغییرات افقی که کوچک‌ترین دامنه از مقادیر دامنه کامل مؤلفه نیروی عکس‌العمل زمین را نشان می‌دهد بر روی داده‌ها کشیده و سپس نمودار چند جمله‌ای درجه سه داده‌ها رسم شد (گلدی و همکاران ۱۹۸۹). زمان رسیدن به پایداری در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل نقطه‌ای است که نمودار چندجمله‌ای درجه سه خط دامنه تغییرات افقی را قطع می‌کند (شکل ۱). زمان رسیدن به پایداری در هر سه مرتبه اجرای آزمودنی محاسبه و سپس میانگین زمان در سه اجرا به‌عنوان زمان رسیدن به پایداری آزمودنی ثبت شد.



نمودار ۱: نمونه‌ای از نحوه محاسبه زمان رسیدن به پایداری در بردار برایند نیروی عکس‌العمل زمین، محل تقاطع تابع درجه سوم و خط پایداری (خطی که از کوچکترین میزان پایداری در تغییرات نیروی عکس‌العمل زمین به‌دست می‌آید) زمان رسیدن به پایداری می‌باشد.

از آمار توصیفی برای محاسبه‌های شاخص‌های مرکزی، پراکندگی مقیاس‌های کمی، رسم نمودارها و جداول استفاده شد. به منظور ارزیابی فرضیه‌ها پس از بررسی نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون شاپیرو- ویلک، از آزمون آماری آزمون تی مستقل استفاده شد. کلیه محاسبات توسط نرم‌افزار spss نسخه ۲۱ و متلب ۲۰۱۵ در سطح معنی‌داری $P\leq ۰/۰۵$ انجام شد.

نتایج و یافته‌های تحقیق

میانگین و انحراف استاندارد مشخصات فیزیکی آزمودنی‌ها شامل سن، قد، وزن و شاخص توده‌بدنی در جدول ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱: ویژگی‌های فردی مورد مطالعه در آزمودنی‌های دو گروه

شاخص آماره آزمودنی	تعداد	سن (سال) میانگین ±انحراف معیار	قد (cm) میانگین ±انحراف معیار	وزن (kg) میانگین ± انحراف معیار	BMI(kg/m^2) میانگین ± انحراف معیار
گروه سالم	۱۰	۲۳/۰۰ ± ۱/۶۸	۱۷۷/۴۰ ± ۶/۲۶	۷۰/۴۵ ± ۶/۹۳	۲۳/۲۲ ±۱/۳۸
گروه بی‌ثباتی مچ پا	۱۰	۲۲/۳۰ ± ۲/۹۷	۱۷۵/۶۰ ± ۷/۲۳	۶۶/۸۰ ± ۹/۵۱	۲۱/۸۵ ±۱/۷۸
p-value		۰/۰۸۱	۰/۳۱۱	۰/۲۸۵	۰/۵۰۴

جدول ۲: اطلاعات توصیفی در رابطه با مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به پایداری و نتایج آزمون تی مستقل

متغیرهای تحقیق	گروه سالم M±SD	گروه بی‌ثباتی M±SD	آماره t	سطح معناداری p-value
نیروی عمودی (نیوتن)	۲۲۴۵/۶۱±۴۳۶/۷۴	۲۶۰۲/۳۰±۵۴۵/۸۷	۲/۱۹۲	۰/۰۴۴*
نیروی قدامی - خلفی (نیوتن)	۳۴۴/۶۲±۶۲/۲۰	۳۲۸/۰۸±۸۲/۹۵	۰/۷۲۹	۰/۴۲۷
نیروی داخلی - خارجی (نیوتن)	۱۲۵/۰۷±۹۵/۷۸	۹۱/۴۹±۸۶/۲۶	۰/۸۳۲	۰/۸۴۶
زمان رسیدن به پایداری (ثانیه)	۱/۹۸±۰/۷۵	۲/۳۴±۰/۷۳	۲/۶۷۹	۰/۰۱۴*

* تفاوت معنی‌دار در سطح P≤۰/۰۵

در جدول ۲ اطلاعات توصیفی فاکتورها و متغیرهای آزمودنی‌ها به تفکیک در هر دو گروه مورد مطالعه، گزارش شده است. همچنین نتایج آمار استنباطی براساس آزمون آماری t مستقل را در دو گروه آزمودنی نشان می‌دهد. نتایج آزمون t مستقل نشان می‌دهد که بین متغیرهای نیروی قدامی - خلفی و داخلی - خارجی عکس‌العمل در مردان ورزشکار سالم با ورزشکاران دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا طی تکلیف پرش - فرود تک پا تفاوت معنی‌داری وجود ندارد (p>۰/۰۵). اما بین متغیر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در مردان ورزشکار سالم با ورزشکاران دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا طی تکلیف پرش - فرود تک پا تفاوت معنی‌داری وجود دارد (p=۰/۰۴۴). همچنین، بین زمان رسیدن به پایداری در مردان ورزشکار سالم با ورزشکاران دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا طی تکلیف پرش - فرود تک پا تفاوت معنی‌داری مشاهده می‌شود (p=۰/۰۱۴).

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از مطالعه حاضر، مقایسه نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به پایداری در مردان ورزشکار سالم و دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا طی تکلیف پرش - فرود تک پا بود. نتایج نشان داد بین متغیرهای نیروی قدامی - خلفی و داخلی - خارجی عکس‌العمل زمین در دو گروه مردان ورزشکار سالم با ورزشکاران دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا طی تکلیف پرش - فرود تک پا تفاوت معنی‌داری وجود ندارد. این نتایج با یافته‌های حسینی (۱۳۹۶) همخوانی دارد. حسینی (۱۳۹۶) با مطالعه نیروهای عکس‌العمل زمین بر روی ورزشکاران رشته بستکبال دانشگاهی دارای بی‌ثباتی مزمن مچ پا و مچ پای سالم بیان کردند که در متغیر نیروی قدامی - خلفی عکس‌العمل زمین حین پرش - فرود رو به جلو و رو به عقب بین گروه‌های مردان بسکتبالیست سالم و مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا تفاوت معنی‌داری وجود ندارد.

با توجه به نتایج این تحقیق که سطح نیروی عکس‌العمل زمین در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا بیشتر از افراد سالم به‌دست آمده است، لذا می‌توان بیان نمود که افراد دارای بی‌ثباتی نمی‌توانند نیروی اعمال شده را تعدیل کنند. در راستای این نتیجه حسینی و همکاران (۱۳۹۶) در مطالعه خود نشان دادند که میانگین نیروی عمودی عکس‌العمل زمین حین پرش - فرود در گروه بسکتبالیست‌های دارای بی‌ثباتی مزمن نسبت به گروه سالم بیشتر بود. این یافته‌ها تأییدکننده ادبیات پیشین است و بیانگر این مطلب هستند که مشکلات عملکردی و مکانیکی عواملی هستند که باعث می‌شود افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا عملکرد ضعیف‌تری داشته باشند، چنانچه فریمن (۱۹۹۳) در مطالعه خود گزارش کرد که، یکی از علل بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در افراد دارای اختلال، مشکل در ارسال پیام‌های آوران مفصلی است. این افزایش مقادیر نیرو نشان از عدم کارایی مناسب عملکردی در مچ پا برای کنترل نیرو حین فرود توسط بافت‌های مرتبط است.

همچنین، یافته‌های این مطالعه نشان داد که بین زمان رسیدن به پایداری در مردان ورزشکار سالم و دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا طی تکلیف پرش- فرود تک پا، اختلاف معنی‌داری وجود دارد. رُز و همکاران (۲۰۰۵)، در مطالعه‌ای به بررسی و مقایسه تفاوت زمان رسیدن به پایداری در بین آزمودنی‌های مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا و افراد سالم پرداخته‌اند؛ و نشان داده‌اند که زمان رسیدن به پایداری در گروه مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، طولانی‌تر از گروه افراد سالم بود (رُز و همکاران، ۲۰۰۵). که این نتایج همسو با پژوهش حاضر می‌باشد. به‌طور کلی زمان رسیدن به پایداری منعکس‌کننده عملکرد سیستم حسی - حرکتی بدن می‌باشد و نشان‌دهنده ارتباطی بین بی‌ثباتی مزمن مچ پا و الگوهای مرکزی بدن و تلاش برای نگهداری کنترل پاسچر در محدوده سطح اتکا است (خالقی و همکاران، ۱۳۹۱). به‌عبارت دیگر، این مؤلفه ارتباط فضایی - زمانی بین مرکز فشار و مرزهای سطح اتکا را بررسی می‌کند (دلاهونت و همکاران، ۲۰۰۶). افزایش زمان رسیدن به پایداری یک عامل منفی است که می‌تواند منجر به افزایش شیوع یا تکرار آسیب به علت اختلال در ریزفاکتورهای کنترل کننده عصبی - عضلانی و یا تعادل گردد. گرام و همکاران (۲۰۱۴) نشان دادند که خستگی باعث افزایش نوسانات پاسچری بدن و زمان رسیدن به پایداری و همچنین کاهش وضعیت تعادلی افراد ورزشکار حین ایستادن تک‌پا می‌شود. با مرور مطالعات قبل انجام شده در این زمینه، به نظر می‌رسد که سازوکارهای عصبی- عضلانی کنترل‌کننده‌ی وضعیت تعادلی بدن متعاقب ایجاد آسیب مچ پا دچار تغییر می‌شوند. در نتیجه، کاهش کارایی سیستم کنترل تعادل بدن و افزایش زمان رسیدن به پایداری افراد متعاقب ایجاد این نوع آسیب می‌تواند اثرات منفی بر عملکرد ورزشکاران (مانند افزایش خطر افتادن و بروز آسیب) داشته باشد. به هرحال، مطالعات آتی جهت بررسی هر چه بهتر و دقیق‌تر سایر پیامدهای بیومکانیکی در ورزشکاران دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا ضروری به نظر می‌رسد (نصرآبادی و همکاران، ۲۰۲۰).

در واقع این گونه می‌توان گفت که زمان رسیدن به پایداری، به‌عنوان جنبه‌ای از کنترل حرکتی اندام تحتانی به بازخورد گیرنده‌های عمقی و حس حرکت و نیز پاسخ‌های رفلکسی و اختیاری عضلات وابسته است و موجب اختلال در فعال‌سازی گیرنده‌های مکانیکی می‌شود. این عامل نیز خود موجب، افزایش دوره تأخیری واکنش عضله می‌شود و در نهایت منجر به افزایش مدت زمان اصلاح و بازسازی تعادل می‌گردد. در مجموع این تأخیرها در افراد آسیب دیده ممکن است اجازه دهد مفصل در حین نوسان فراتر از دامنه حرکتی معمولی حرکت کند و این مسئله زمینه آسیب مجدد را فراهم آورد (هرتل، ۲۰۰۷؛ حسینی، ۱۳۹۶). علی‌رغم دیدگاه مذکور که بیانگر دیدگاه موضعی می‌باشد و در واقع رخ داد بی‌ثباتی عملکردی مچ پا را در تأخیرهای عضلانی عضلات اطراف مچ پا می‌داند (هس و همکاران ۲۰۱۰؛ ابراهیم‌آبادی و همکاران، ۲۰۱۴ و یوسفی و همکاران، ۲۰۲۰). رخ داد مکرر بی‌ثباتی در این بیماران را ناشی از تغییرات الگوی مرکزی می‌دانند و معتقد هستند که تغییرات سوپرااسپاینال در سیستم کنترل حرکتی افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا رخ می‌دهد. در واقع با محاسبه پارامتر فاز تنظیمات پیش‌بینانه پاسچر (APA) آنها دریافتند که افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی زمان بیشتری نسبت به افراد سالم در این فاز در شروع راه رفتن دارند. بنابراین براساس یافته‌های مذکور و نتایج این تحقیق می‌توان بیان کرد که درمانگران ورزشی ابتدا می‌بایست شیوه‌هایی از تمرین را اتخاذ کنند که ماهیت اغتشاشی داشته باشد که بتوانند ابتدا الگوهای مرکزی را تصحیح سپس در موضع خود مچ پا مدالیته‌های درمانی دیگر را به‌کار بگیرند.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج به‌دست آمده از تحقیق علی‌رغم این‌که در تکلیف پرش فرود استیفنس عضلانی بیشتر می‌گردد ولی این مهم در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا موجب کاهش زمان رسیدن به پایداری نگردیده و همچنین موجب تعدیل نیروی عکس‌العمل زمین نشده است. بنابراین می‌توان بیان کرد که عوامل مرکزی کنترل پایداری در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی دچار تغییر شده‌اند که به منظور تأیید این فرضیه نیاز به تحقیقات بیشتری در این زمینه وجود دارد.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی‌ارشد رشته بیومکانیک ورزشی دانشگاه آزاد فردوس می‌باشد، که به این

ترتیب از کلیه شرکت‌کنندگان در پژوهش تقدیر و قـدردانی می‌شود.

References

Bates NA1, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. (2013). "Timing differences in the generation of ground reaction forces between the initial and secondary landing phases of the drop vertical jump". Clin Biomech, 28(7), 796-9.

Boyas S, Guével A. (1982). "Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine". 2011; 54 (2), 88-108.

Brody DM. (1982). "Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner". Orthop Clin North Am, 13(3), 541-58.

Brown C, Padua D, Marshall SW, Guskiewicz K. (2008). "Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain copers". Clinical biomechanics, 23(6), 822-31.

Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. (2005). "Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability". J Athl Train, 40 (1), 41-46.

Delafontaine A, Honeine JL, Do MC, Gagey O, Chong RK. (2015). "Comparative gait initiation kinematics between simulated unilateral and bilateral ankle hypo mobility: Does bilateral constraint improve speed performance?". Neuroscience letters, 31(6), 55-9.

Dinsdale, N. (2009). "How abnormal foot motion can be a major contributor to lower back and pelvic problems". Sport EX Dyn, 19, 11-14.

Dörge HC1, Anderson TB, Sørensen H, Simonsen EB. (2002). "Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg". J. Sci. Med, 20(4), 293-9.

Ekstrand J, Gillquist J. (1983). "Soccer injuries and their mechanisms: a prospective study". Medicine and Science in Sports and Exercise, 15(3), 267-70.

Farzaneh H., Ilbeigi S., Anbariyan M. (2016). "The Effects of Fatigue on Rear Foot Angle in Normal and Pronate Individuals". The Journal of Paramedical Science and Rehabilitation, 5(3), 83-92. (In Persian)

Ford KR, Myer GD, Hewett TE. (2003). "Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players". Medicine & Science in Sports & Exercise, 1(10), 1745-50.

Freeman MA, Dean MR, Hanham IW. (1965). "The etiology and prevention of functional instability of the foot". Bone & Joint Journal, 1(4), 678-85.

Gerberich SG, Luhmann S, Finke C, Priest JD, Beard BJ. (1987). "Analysis of severe injuries associated with volleyball activities". The Physician and Sports medicine, 1; 15(8), 75-9.

Goldie PA, Bach TM, Evan OM. (1989). "Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity". Arch Phys Med Rehabil, 3(10), 510-517

Gray J, Taunton J, McKenzie D, Clement D, McConkey J, Davidson R. (1985). "A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of the knee in female basketball players". International Journal of Sports Medicine, 6(06), 314-6.

Gribble PA, Robinson RH. (2009). "Alterations in knee kinematics and dynamic stability associated with chronic ankle instability". Journal of athletic training, 44(4), 350-5.

Hamill J, Knutzen KM. (2006). Biomechanical basis of human movement: Lippincott Williams & Wilkins Press.

Hamill, J., Knutzen, K. M., Derrick, T. M. (2015). Biomechanical basis of human movement (4th Edition). Lippincott Williams & Wilkins Press.

Hertel J, Olmsted-Kramer LC. (2007). "Deficits in time-to-boundary measures of postural control with chronic ankle instability". Gait & posture, 1; 25(1), 33-9.

Hertel, J. (2002). "Functional anatomy, path mechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability". Journal of Athletic Training, 37(4), 364.

Hoseney K, Ginley S, Hale B, Knight A. (2012). "Difference in landing kinetics during simulated ankle sprain motion between chronic ankle instability and healthy participants". American college of sports medicine. 40th Annual meeting.

Hunt, A. E., & Smith, R. M. (2004). "Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking". Clinical Biomechanics, 19(4), 391-397.

Khaleghi Taziji M., Shoja Aldin S.S.A.D., Abbasi A., Hosseini mehr S. H. (2010). "Comprision of time to stabilization in pronated and supinated foot in jump-landing with emphasis on foot structure and sensory information". Olympic, 12(50), 73-85. (In Persian).

Koldenhoven RM, Feger MA, Fraser JJ, Saliba S, Hertel J. (2016). "Surface electromyography and plantar pressure during walking in young adults with chronic ankle instability". Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 1(4), 1060-70.

Leanderson J, Wykman A, Eriksson E. (1993). "Ankle sprain and postural sway in basketball players". Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 1(3), 203-5.

Massie, D. L., & Haddox, A. (1999). "Influence of lower extremity biomechanics and muscle imbalances on the lumbar spine". Athletic Therapy

Today, 4(2), 46-51.
McKeon PO, Hertel J. (2008). “Spatiotemporal postural control deficits are present in those with chronic ankle instability”. BMC musculoskeletal disorders, 9(1), 76-83.
Mikesky, A.E., A. Meyer, and K.L. (200). “Thompson. Relationship between quadriceps strength and rate of loading during gait in women”. Sports Med, 18(2), 171-5.
Mohleki H.R, Shojaeddin S, Memar R; Khaleghi Taziji M. (2012). “Comparison of Shank Muscle Electromyography and Maximum Vertical Reaction Force during Drop jump in one foot in Genue Varum and Normal feet”. Sport Medicine Studies, 4(2), 87-106. (In Persian).
Monaghan K, Delahunt E, Caulfield B. (2006). “Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls”. Clinical Biomechanics, 21(2), 168-74.
Nasrabadi R., Sadeghi H., Yousefi M. (2020). “Effects of Local and Global Fatigue on the Myoelectric Variables of Selected Lower Limb Muscles in Healthy Young Active Men in Single Jump-Landing Task”. J Rehab Med, 9(1), 1-10.
Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. (2002). “Sensorimotor system measurement techniques”. Journal of Athletic Training, 37(1), 85-96.
Ross SE, Guskiewicz K. (2003). “Time to stabilization: a method for analyzing dynamic postural stability”. Athletic Therapy Today, 8(3), 37-9.
Ross SE, Guskiewicz KM, Yu B. (2005). “Single-leg jump-landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankles”. Journal of athletic training, 40(4), 298-308.
Sadeghi H, Mousavi S KH, Ghasempoor H, Nbavinik H. (2013). “Comparison of the vertical ground reaction force during forward and backward walking in athletes with ankle sprain”. Tavnbakhshi Novin, 7(1), 7-11. (In Persian).
Shah Amri F.F, Alizadeh M.H., Minoonejad H., (2012). “The effect of Genue varum abnormality in dynamic stability in jump-landing trail”. Sport Medicine Studies, 25(2), 39-52. (In Persian).
Shahidi-Zandi Z, Amir-Seyfadini M.R, Khorasani M.T, (2017). “Lower Extremity Kinematic Characteristics during Single-Leg Landing from Different Heights in Patients with Knee Valgus Deformity”. J Rehab Med, 6(1), 122-131. (In Persian).
Shaw MY, Gribble PA, Frye JL. (2008). “Ankle bracing, fatigue, and time to stabilization in collegiate volleyball athletes”. Journal of Athletic Training, 43(2), 164-71.
Shojaeddin S, Khaleghi Taziji M, Mehrabiyan H, (2011). “Comparison of Dynamic balance in physical education students using by time to instabilization test”. Applied Exercise Physiology, 7(14), 77-88. (In Persian).
Shojaeddin S, Mosavi S, Mimar R. (2014). “The Comparison of Electromyography of Plantar Flexor Muscles and Loading Rate during Single Leg Drop Landing between Men with Genu Varum Deformity and Normal Knee from Different Heights”. Journal of Rafsanjan University Medical Science, 13 (6), 523-536. (In Persian).
Shokouhi EA, Norasteh AA, Shamsi Majelan M, Sanjari A. (2014). “The comparison of postural stability in soccer players with and without chronic ankle injury in jump and landing functional test”. Journal of Practical Studies of Biosciences in Sport, 1(5), 26-65. (In Persian).
Vilensky JA, Banckiewicz E, Gehlsen, G. (1989). “A kinematic compare muscle synergies in the response to load perturbations of the human arm. Son of backward and forward walking in humans”. Human Movement Studies. Brain Research, 2(13), 29–50.
Wikstrom EA, Powers ME, Tillman MD. (2004). “Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue”. Journal of Athletic Training, 39(3), 247-260.
Wikstrom, E.A.; M.D. Tillman; A.N. Smith; P.A. Borsa (2005). “A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: The dynamic postural stability index”. J Athle Train. 40(4):305-309.
Willems T, Witvrouw E, Verstuyft J, Vaes P, De Clercq D. (2002). “Proprioception and muscle strength in subjects with a history of ankle sprains and chronic instability”. Journal of athletic training, 37(4), 487-493.
Yeow, C. H., Lee, P. V. S., & Goh, J. C. H. (2011). “An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics”. Human movement science, 30(3), 624-635.
Yousefi M, Sadeghi H, (2017). “Ankle Movement Pattern Variation during Walking in People with Functional Ankle Instability: A Review Article”. J Rehab Med, 6(2), 234-245. (In Persian).
Yousefi, M., Sadeghi, H., Ilbiegi, S., Ebrahimabadi, Z., Kakavand, M. & Wikstrom, E. A. (2020). “Center of pressure excursion and muscle activation during gait initiation in individuals with and without chronic ankle instability”. Journal of Biomechanics, 2 (108), 109-119.