مطالعات طب ورزشی شماره ۲۲، پاییز و زمستان ۱۳۹۶، صص ۳۴-۱۷

تأثیر افزایش هیل‌استرایک بر متغیرهای منتخب کینتیکی و کینماتیکی مفاصل مچ پا و زانوی ورزشکاران حین راه‌رفتن

فرهاد رضازاده[۱]، سیدصدرالدین شجاع‌الدین[۲]، اسماعیل ابراهیمی[۳]، امیرحسین براتی[۴]، فرزام فرهمند[۵]

۱. دانشجوی دکتری آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشگاه خوارزمی
۲. دانشیار آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشگاه خوارزمی
۳. استاد فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی ایران
۴. دانشیار طب ورزشی، دانشگاه شهید رجایی تهران
۵. استاد بیومکانیک، دانشگاه صنعتی شریف

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۰۵/۳۰ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۱۰/۱۵

چکیده

مطالعهٔ حاضر با هدف بررسی تأثیرپذیری پارامترهای کینتیکی و کینماتیکی ورزشکاران از راهنمایی به گام‌برداری، با افزایش هیل‌استرایک انجام شد. این مطالعهٔ مورد-شاهدی روی ۱۳ ورزشکار مرد در دو وضعیت گام‌برداری عادی و گام‌برداری با افزایش هیل‌استرایک انجام گردید. دامنهٔ حرکتی، گشتاور مفاصل و نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، با دستگاه آنالیز حرکت وایکون و صفحه‌نیروی کیسلر انجام شد. نتایج نشان داد که افزایش هیل‌استرایک در مقایسه با الگوی معمول، باعث کاهش معنادار زاویهٔ فلکشن زانو در لحظهٔ تماس پاشنه با زمین و فاز استقرار، کاهش میانگین گشتاور چرخش خارجی و اداکتوری زانو می‌شود. به‌علاوه، دورسی‌فلکشن مچ پا در فاز میانی استقرار با افزایش هیل‌استرایک در مقایسه با الگوی معمول بیشتر بود؛ بنابراین، شاید گام‌برداری با افزایش هیل‌استرایک، بارگذاری مکانیکال مفصل زانو را کاهش دهد و مهم‌تر آنکه، کشش‌پذیری عضلهٔ گاستروسولئوس را فراهم کند.

واژگان کلیدی: آنالیز راه‌رفتن، کینماتیک، کینتیک، مچ پا، زانو

* نویسندهٔ مسئول
Email: Rezazade.farhad@gmail.com

مقدمه

افزایش نیروهای مفصلی سهم قابل‌توجهی در توسعهٔ اختلالات سیستم اسکلتی عضلانی و درد دارد که از عوامل عمدهٔ ایجاد ناتوانی در افراد است و بخش عمدهٔ هزینه‌های بالای بهداشت و درمان را در جوامع صنعتی به‌خود اختصاص می‌دهد (۱،۲). به‌طورویژه، بسیاری از آسیب‌های اندام تحتانی نظیر آسیب‌های رباط صلیبی قدامی، آشیل و تاندون پتلا، با محدودیت دامنهٔ حرکتی دورسی‌فلکشن مچ پا در ارتباط هستند (۳،۴). به ارتباط بین کوتاهی مجموعهٔ عضلانی گاستروسولئوس با بسیاری از مشکلات کلینیکی پا و دیگر مفاصل زنجیرهٔ حرکتی (از علل سندرم‌های سیستم حرکتی)، به‌خوبی استناد می‌شود (۵،۶).

بررسی مطالعات پیشین مؤید این موضوع است که نظریه‌هایی که درباره مکانیک موجود در ارتباط با محدودیت دورسی‌فلکشن مچ پا و آسیب مفاصل زنجیرهٔ حرکتی وجود دارند (۷،۸)؛ بدین‌صورت‌که کاهش دورسی‌فلکشن مچ پا شاید باعث محدودکردن توانایی جلورفتن ساق روی مچ پا در فاز میانی استقرار (۷) و پایین‌آوردن مرکز ثقل بدن درطول فعالیت‌های فانکشنال نظیر راه‌رفتن (۹) شود. این مسئله ممکن است ازطریق پرونیشن مفصل ساب‌تالار و قسمت میانی کف پا، فلکشن زانو و والگوس زانو جبران شود که هرکدام از این موارد با آسیب‌های حاد و مزمن نظیر پارگی رباط صلیبی قدامی، سندرم درد پاتلوفمورال و استئوآرتریت زانو، در ارتباط هستند (۱۰). مطالعاتی که افزایش فلکشن زانو و والگوس زانو را حین حرکات فانکشنال نظیر راه‌رفتن در افراد دارای محدودیت دورسی‌فلکشن مچ پا گزارش کرده‌اند، از این نظریه حمایت می‌کنند (۸،۱۱).

همچنین، محدودیت دورسی‌فلکشن مچ پا ممکن است با تغییر سفتی عضلات اندام تحتانی و نیروهای مفصلی، خطر بروز آسیب را افزایش دهد. محدودیت دامنهٔ حرکتی و تغییرات دامنهٔ حرکتی زانو و ران ناشی از این محدودیت، موجب افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین می‌شود که در پژوهش‌های پیشین، از عوامل مهم در بروز آسیب اندام تحتانی هستند (۱۲،۱۳). یک احتمال دیگر، ارتباط محدودیت دورسی‌فلکشن پا با بروز آسیب، ازطریق مجموعه‌ای از الگوهای مکانیکال جبرانی به‌جای یک الگوی حرکتی جبرانی منفرد در یک مفصل است. از دیدگاه نظریهٔ سیستم‌های دینامیکی، درجات آزادی بیومکانیکی چندگانه‌ای وجود دارد که برای ایجاد بروندادی مشترک با یکدیگر فراخوان می‌شوند (تنوعات هماهنگی). درحقیقت، محدودیت دورسی‌فلکشن شاید نشان‌دهندهٔ نقصان درجات آزادی بیومکانیکی (تنوعات الگوهای حرکتی) باشد که با آسیب‌های مختلف در کل زنجیرهٔ حرکتی در ارتباط است (۱۴،۱۵).

بنابراین، شاید درک درست اینکه چطور راهبردهای راه‌رفتن، نیروها و گشتاورهای مفصلی را تحت‌تأثیر قرار می‌دهند، موجب بهبود نتایج پروتکل‌های درمانی شود. درحقیقت، کسب دانش در ارتباط با بزرگی

و جهت نیروهای مفصلی تولیدشده حین اصلاح راهبرد راه‌رفتن، در طراحی تمرینات مناسب حیاتی است. تعدیل ممکن است دربرگیرندهٔ یک تغییر کوچک در وضعیت اندام تحتانی (نظیر افزایش هیل‌استرایک) حین راه‌رفتن باشد. به‌علاوه، چنین مطرح شده است که سیستم اسکلتی عضلانی با ظرافت خاصی بهینه می‌گردد تا استرس واردشده بر استخوان‌ها و عضلات را به‌حداقل برساند؛ زیرا، هرگونه تغییر نامناسب در این سیستم نظیر ایمبالانس عضلانی یا ضعف، به‌طور معناداری نیروهای مفصلی را افزایش می‌دهد (۱۶،۱۷)؛ بنابراین، بررسی تأثیرپذیری نیروهای مفصلی از تعدیل الگوی گام‌برداری در افراد، با کوتاهی مجموعهٔ عضلانی گاستروسولئوس امر مهمی است.

از دیدگاه کلینیکی نیز این مطلب مستند است که افراد با کوتاهی مجموعهٔ عضلانی گاستروسولئوس، دچار افزایش در مقادیر اوج پرونیشن پا، والگوس زانو، مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین (۱۸،۱۹) و گشتاور اداکتوری زانو می‌شوند؛ بنابراین، به‌نظر می‌رسد که تغییر راهبرد راه‌رفتن با راهنمایی سادهٔ بیمار، با افزایش میزان تماس پاشنهٔ پا با زمین (هیل‌استرایک) حین فعالیت فانکشنال راه‌رفتن و با کشش‌پذیری مجموعهٔ عضلانی گاستروسولئوس، به‌طور ویژه‌ای برای بیماران مبتلا به محدودیت دامنهٔ دورسی‌فلکشن پا و درد ناشی از این محدودیت در مفاصل دیگر زنجیرهٔ حرکتی (کمرددرد)، مؤثر واقع شود؛ بااین‌وجود، در گام نخست، برای طراحی پروتکل‌های درمانی هنوز مشخص نیست که آیا اصلاح الگوی گام‌برداری با راهنمایی سادهٔ فرد به قدم‌برداشتن به‌صورت افزایش در هیل‌استرایک، می‌تواند نیروهای عکس‌العمل زمین، میزان دورسی‌فلکشن مچ پا در فاز میانی استقرار، میزان فلکشن زانو، مقادیر گشتاور اداکتوری و چرخش خارجی زانو در افراد سالم را کاهش دهد یا خیر.

بنابراین، مطالعهٔ حاضر با هدف اینکه آیا افزایش هیل‌استرایک تأثیری بر پارامترهای منتخب کینتیکی و کینماتیکی مفاصل مچ پا و زانوی افراد سالم دارد یا خیر، انجام شده است. دراصل، فرض ما بر این است که وقتی یک فرد، آگاهانه الگوی گام‌برداری خود را تغییر دهد (افزایش هیل‌استرایک)، احتمالاً تغییراتی در مؤلفه‌های عمودی نیروی عکس‌العمل زمین، زاویهٔ فلکشن زانو در لحظهٔ تماس پاشنهٔ پا با زمین، میانگین دورسی‌فلکشن مچ پا طی فاز میانی استقرار، میانگین گشتاور اداکتوری و چرخش خارجی زانو بروز خواهند کرد که درجهت تقلیل نیروهای مفصلی و کشش‌پذیری مجموعهٔ عضلانی گاستروسولئوس مؤثر خواهند بود.

روش پژوهش

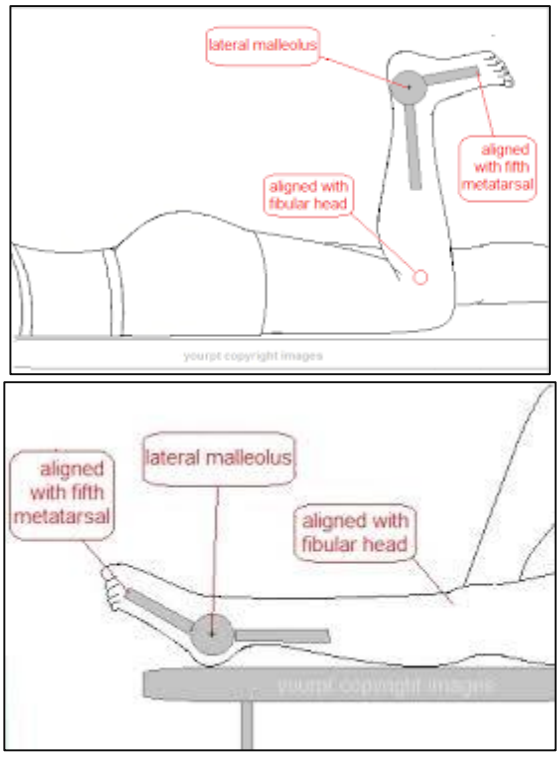
این مطالعهٔ مورد-شاهدی روی ۱۳ ورزشکار مرد حرفه‌ای ۳۵-۲۰ سالهٔ سالم (با دامنهٔ دورسی‌فلکشن فعال مچ پا در وضعیت اکستنشن زانو با میانگین ۰/۸۴ ± ۱۴/۴ درجه و دامنهٔ حرکتی دورسی‌فلکشن فعال مچ پا در وضعیت فلکشن زانو با میانگین ۰/۹ ± ۱۴/۵ درجه) انجام شد. شرکت‌کنندگان میانگین

سنی ۱/۴ ± ۲۶/۷ سال، قد ۶/۱ ± ۱۷۸/۳ سانتی‌متر و وزن ۹/۵ ± ۷۳/۴ کیلوگرم داشتند. این پژوهش در آزمایشگاه جواد محققیان دانشگاه صنعتی شریف، از اول دی ماه تا آخر اسفند سال ۱۳۹۴ انجام شد.

افراد موردمطالعه از جامعهٔ دردسترس، به روش نمونه‌گیری غیراحتمالی ساده و به‌صورت هدفداربراساس معیارهای ورود به مطالعه و خروج از آن انتخاب شدند و به‌صورت داوطلبانه در پژوهش شرکت کردند. معیارهای ورود به مطالعه برای ورزشکاران سالم عبارت بودند از: نداشتن محدودیت دورسی‌فلکشن مچ پا، غالب‌بودن اندام تحتانی راست، سابقهٔ داشتن بیش از پنج سال فعالیت در ورزش‌های با الگوهای حرکتی پلایومتریک (دو و میدانی) و حضور در تیم ملی دو و میدانی. معیارهای حذف آن‌ها از مطالعه عبارت بودند از: داشتن سابقهٔ تروما یا جراحی مچ پا، پاتولوژی استخوانی، اختلالات نورولوژیک، وجود هرگونه بیماری نظیر دیابت، سرطان، روماتوئید آرتریت، بیماری‌های التهابی، وجود هرگونه ناهنجاری‌های وضعیتی مؤثر بر روند انجام پژوهش نظیر دفورمیتی‌های پا (نظیر والگوس) و زانو (نظیر والگوس و واروس) و دریافت هرگونه مداخلات فیزیوتراپی مرتبط با نقاط ماشه‌ای مجموعهٔ عضلانی گاستروسولئوس در سه ماه اخیر.

پس از دریافت موافقت آگاهانه از ورزشکاران شرکت‌کننده، همکار پزشک معاینهٔ تکمیلی را انجام داد و ورزشکاران در جلسه‌ای با هدف آشنایی با روش انجام کار شرکت کردند. سپس، فرم کتبی اطلاعات پژوهش دراختیار آن‌ها قرار گرفت و پرسش‌نامه‌ای حاوی اطلاعات جمعیت‌شناختی افراد شامل قد، وزن و سن، توسط آزمونگر تکمیل شد.

برای انتخاب نمونه‌های پژوهش حاضر و با مدنظرقراردادن معیارهای ورود و خروج، در اولین جلسهٔ حضور ورزشکاران، برای ارزیابی دامنهٔ حرکتی دورسی‌فلکشن مچ پا از مقیاس عینی که با گونیامتر اندازه گیری شد استفاده گردید. برای تعیین دامنهٔ حرکتی، ورزشکار روی تخت به‌صورت دمر با زانوی فلکشنی (اندازه‌گیری کوتاهی عضلهٔ سولئوس) و با زانوی اکستنشن‌یافته (اندازه‌گیری کوتاهی عضلهٔ گاستروکنمیوس) قرار می‌گرفت (۲۰،۲۱). پایهٔ گونیامتر دقیقاً روی مرکز قوزک خارجی قرار داده می‌شد و یکی از بازوان به‌موازات نازک‌نئی و بازوی دیگر به‌موازات استخوان متاتارس پنجم قرار می‌گرفت (شکل شمارهٔ یک) (۲۱،۲۲). فرایند اندازه‌گیری برای هر ورزشکار، سه بار بود و درنهایت، میانگین اندازه‌گیری‌ها به‌عنوان معیار سنجش درنظر گرفته شد. درواقع، به دلیل اینکه درطول راه‌رفتن و در فاز استقرار راه‌رفتن، استخوان درشت‌نئی به دورسی‌فلکشن ده‌درجه‌ای نیاز دارد تا ساق پا به‌سمت جلو حرکت کند و اجازهٔ پیشروی بدن به جلو فراهم شود، دامنهٔ حرکتی دورسی‌فلکشن ده‌درجه‌ای، معیاری برای انتخاب افراد دارای محدودیت دورسی‌فلکشن مچ پا (۵،۶) است؛ بنابراین، در پژوهش حاضر، حداقل ۱۲ درجه دورسی‌فلکشن فعال مچ پا برای انتخاب افراد سالم لحاظ شد.



شکل ۱- اندازه‌گیری زاویهٔ دورسی‌فلکشن مچ پا در وضعیت‌های زانوی فلکشن‌یافته و اکستنشن‌یافته جهت اندازه‌گیری میزان دورسی‌فلکشن

برای ارزیابی متغیرهای کینماتیکی درطی راه‌رفتن در هر سه صفحهٔ حرکتی، از دستگاه آنالیز حرکتی مجهز به شش دوربین با مدل وایکون ام.ایکس.فورتی.اس.[1] و با فرکانس ۱۲۰ هرتز بهره گرفته شد. برای تعیین متغیرهای نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و تغییرات مرکز فشار کف پا درطی راه‌رفتن، از صفحه‌نیروی مدل کیستلر ساخت کشور سوئیس با ابعاد ۵۰ × ۳۰ و با فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۰۰ هرتز استفاده گردید. نیروی عکس‌العمل زمین و موقعیت مارکرها، با استفاده از مدل دینامیک وایکون پلاگ-این-گیت-ورک‌استیشن نسخهٔ ۴/۶[2] پردازش شد و متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی مفاصل مچ پا شامل زاویه (درجه) و گشتاور (نیوتن‌متر) محاسبه شدند. گشتاور مفاصل نسبت به جرم بدن، نرمال سازی شده و براساس نیوتن‌متر بر کیلوگرم بیان شده است. پس از جمع‌آوری اطلاعات، ابتدا

1. Vicon MX40S
2. Plug-in-Gait-Workstation 4.6

همهٔ داده‌های کینماتیک و کینتیک مفاصل زانو، در افراد بررسی اولیه شدند تا اطلاعات نادرستی وارد نشده باشد. در پژوهش حاضر، از فیلتر باتروورث برای کاهش نویزهای موجود در داده‌های کینتیک و کینماتیک استفاده شد. ویژگی‌های موردنیاز برای طراحی فیلتر باتروورث عبارت‌اند: از مرتبه و فرکانس برش. برای به‌دست‌آوردن فرکانس برش فیلتر موردنظر در هریک از داده‌های کینتیک و کینماتیک، از روش تحلیل باقی‌مانده استفاده شد که فرکانس برش داده‌های کینتیک، برابر با ۱۵ و فرکانس برش داده‌های کینماتیک برابر با هفت به‌دست آمدند.

تعداد هفت عدد مارکر با قطر نُه میلی‌متری، برای شناسایی مرکز مفاصل و محور هر سگمنت استفاده شد. نحوهٔ جاگذاری این مارکرها روی استخوان‌ها براساس روش پیشنهادی مدل وایکون عبارت‌اند از: در ناحیهٔ پا یک مارکر روی سر استخوان متاتارس انگشت بزرگ، یک مارکر روی قسمت خارجی پا روی پایهٔ انگشت کوچک، یک مارکر روی قسمت خلفی پا روی پاشنه و یک مارکر روی برجستگی استخوانی روی قوزک خارجی مچ پا. در ناحیهٔ زانو، یکی از مارکرها روی بخش خارجی ساق پا، یکی از مارکرها روی بخش خارجی مفصل زانو (روی اپی‌کندیل خارجی ران) و مارکر دیگری روی بخش خارجی ران، دقیقاً زیر نقطه‌ای که دست از روی آن تاب می‌خورد، نصب گردید (۵،۹).

کالیبراسیون دوربین‌ها و صفحه‌نیرو قبل از شروع اندازه‌گیری پارامترهای کینتیکی و کینماتیکی برای هر ورزشکار، به‌صورت جداگانه توسط متخصص دستگاه آنالیز حرکت انجام می‌گرفت. همچنین، برای ثبت متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی، آزمودنی‌ها مسیر شش‌متری را با پای برهنه طی می‌کردند و همچنین، سرعت راه‌رفتن خود را انتخابی به‌صورتی طی می‌کردند که پای غالب آزمودنی روی صفحه‌نیرو قرار می‌گرفت که در فاصلهٔ سه متری مسیر راه‌رفتن تعبیه شده بود. هریک از آزمودنی‌ها در دو وضعیت گام‌برداری عادی و گام‌برداری با افزایش هیل‌استرایک، ارزیابی شدند. در وضعیت اول، آزمودنی‌ها با سرعت خودانتخابی گام‌برداری عادی را روی مسیر شش‌متری انجام دادند. در وضعیت دوم، هریک از آزمودنی‌ها راهنمایی ساده‌ای دریافت می‌کردند؛ بدین‌صورت‌که «حین راه‌رفتن تا جای ممکن مدت زمان تماس پاشنه با زمین را افزایش دهید (۱۷،۲۳)». شایان ذکر است که از هر آزمودنی در هریک از وضعیت‌ها، سه کوشش موفق به‌ازای هریک از متغیرها ثبت می‌شد و میانگین این کوشش‌ها به‌عنوان دادهٔ مدنظر پارامترهای کینماتیکی و کینتیکی مدنظر قرار گرفت. فاز استقرار پای مبتلا از لحظهٔ برخورد پاشنهٔ پا به صفحه‌نیرو تا جداشدن پنجهٔ همان پا از صفحه‌نیرو، با استفاده از نمودار مؤلفهٔ نیروی عمودی عکس‌العمل زمین تعیین شد. ذکر این مطلب لازم است که قبل از ثبت چرخهٔ راه‌رفتن، برای عادت‌کردن آزمودنی به محیط گرفتن آزمون، ورزشکار چندین دقیقه گام‌برداری را روی مسیر شش متری که در صفحه‌نیرو تعبیه شده بود، تمرین می‌کرد تا بر الگوی گام‌برداری مناسب مسلط شود.

پارامترهای معمول حین گام‌برداری مدنظر عبارت‌اند از: طول گام، سرعت گام‌برداری و کل زمان استقرار. همچنین، پارامترهای کینتیکی و کینماتیکی موردنظر برای ارزیابی عبارت‌اند از: متغیرهای نیروی عمودی عکس‌العمل زمین شامل پیک اول: انتقال وزن روی پاشنه، پیک دوم: تحمل وزن (تماس کف پا با زمین)، پیک سوم: انتقال وزن روی پنجه، دامنهٔ حرکتی فلکشن-اکستنشن زانو طی فاز استقرار، زاویهٔ فلکشن زانو در لحظهٔ تماس پاشنه با زمین، میانگین دورسی‌فلکشن مچ پا طی فاز استقرار، میانگین دورسی‌فلکشن مچ پا طی فاز میانی استقرار و مقادیر میانگین گشتاور چرخش خارجی و اداکتوری زانو طی فاز استقرار.

برای محاسبهٔ گشتاور که حاصل‌ضرب نیرو در بازوی گشتاور حول نقطهٔ چرخش یا نقطهٔ اتکا است، از معادله‌های ریاضیات با عنوان مدل اتصال اندام تحتانی[1]، با کمک قوانین نیوتن و روش دینامیک معکوس استفاده شد. در مدل ارتباط سگمان، بخش‌های اندام تحتانی به‌صورت بخش‌های جدا از یکدیگر بررسی می‌شوند و هر بخش به‌طور جداگانه‌ای مانند یک جسم سخت[2] درنظر گرفته می‌شود. برای هریک از این بخش‌ها، یک نمودار جسم آزاد[3] ترسیم گردید و این ترسیم از پا شروع شد. درنهایت، با استفاده از معادلهٔ زیر، گشتاور مفصل محاسبه شد. برای محاسبهٔ گشتاور اداکتوری و چرخشی زانو، ابتدا گشتاور زانو در صفحهٔ فرونتال و هوریزنتال محاسبه شد و سپس، سری زمانی گشتاور-زمان به صد درصد نرمالیزه گردید. در ادامه، شصت درصد اولیهٔ این سری زمانی نرمالیزه‌شده، به‌عنوان فاز ایستایی درنظر گرفته شد. درنهایت، طبق قوانین انجمن بین المللی بیومکانیک (ISB) [4] گشتاور مثبت در فاز ذکرشدهٔ گشتاور چرخش خارجی و گشتاور منفی در صفحهٔ فرونتال به‌عنوان گشتاور اداکتوری بودند. میانگین هریک از این گشتاورها، به‌ترتیب به‌عنوان گشتاور چرخش خارجی زانو طی فاز ایستایی و میانگین گشتاور اداکتوری زانو طی فاز ایستایی ارائه شد. برای اندازه‌گیری میانگین دورسی‌فلکشن مچ پا، ابتدا زاویهٔ مچ پا در صفحهٔ ساجیتال حین راه‌رفتن محاسبه شد و سپس، سری زمانی زاویه-زمان به صد درصد نرمالیزه گردید و در ادامه، شصت درصد اولیهٔ این سری زمانی نرمالیزه‌شده، به‌عنوان فاز ایستایی درنظر گرفته شد. درنهایت، طبق قاعدهٔ ISB، زوایای مثبت در فاز ذکرشدهٔ زوایای دورسی‌فلکشن درنظر گرفته شد که با میانگین‌گیری از این زوایا «میانگین دورسی‌فلکشن مچ پا طی فاز ایستایی» به‌دست آمد. برای تعیین دامنهٔ حرکتی فلکشن-اکستنشن زانو، ابتدا نمودار زاویه‌ای زانو در صفحهٔ ساجیتال به‌دست آمد. سپس، سری زمانی زاویه–زمان زانو به صد درصد نرمالیزه شد. سپس، شصت درصد سیکل ذکرشده، به‌عنوان فاز ایستایی درنظر گرفته شد. در فاز ذکرشده، بیشترین زاویهٔ

1. Link-Segment Model
2. Rigid Body
3. Free-Body-Diagram
4. International society of Biomechanics

فلکشن و اکستنشن به‌دست آمد و درنهایت، اختلاف بین دو زاویهٔ ذکرشده، به‌عنوان «دامنهٔ حرکتی مفصل زانو طی فاز ایستایی» درنظر گرفته شد. برای توصیف متغیرها از آمار توصیفی و برای تجزیه‌وتحلیل یافته‌ها از آمار استنباطی استفاده شد. داده‌ها با نرم‌افزار اس.پی.اس.اس. نسخهٔ ۱۸[1] تجزیه‌وتحلیل شدند. طبیعی‌بودن توزیع داده‌ها با آزمون شاپیرو-ویلک[2] بررسی شد. سپس، برای مقایسهٔ هریک از متغیرها دربین دو وضعیت، از آزمون آماری تی وابسته استفاده شد. برای مقایسه‌های آماری، سطح معناداری کمتر از ۰/۰۵ درنظر گرفته شد. توان آزمون در پژوهش موردنظر، ۰/۸۰ بود.

نتایج

در جدول شمارهٔ یک، میانگین و انحراف معیار مقادیر پارامترهای منتخب کینتیکی، کینماتیکی و پارامترهای معمول ورزشکاران سالم در دو وضعیت گام‌برداری عادی و گام‌برداری با افزایش هیل‌استرایک طی فاز استقرار چرخهٔ راه رفتن آمده است.

جدول ۱- مقادیر میانگین (انحراف معیار) پارامترهای کینتیکی، کینماتیکی و پارامترهای معمول

متغیر	گام‌برداری با افزایش هیل‌استرایک	گام‌برداری عادی	احتمال محاسبه شده (p)	دی- کوهن
دامنهٔ حرکتی فلکشن-اکستنشن زانو طی فاز استقرار (درجه)	۲۳/۶ (۷/۳)	۳۲/۸ (۱۲/۷)	*۰/۰۲	-۱/۳۴
زاویهٔ فلکشن زانو در لحظهٔ تماس پاشنهٔ پا با زمین (درجه)	۷/۱ (۳/۷)	۱۴/۰۲ (۶/۴)	* ۰/۰۰۵	-۱/۳۲
میانگین دورسی‌فلکشن مچ پا طی فاز استقرار (درجه)	۷/۹ (۶/۵)	۵/۶ (۴/۴)	۰/۸۲	۰/۴۱
میانگین دورسی‌فلکشن مچ پا در فاز میانی استقرار (درجه)	۱۳/۸۴ (۲)	۱۱/۴۷ (۱/۵)	* ۰/۰۴	۱/۱۸
میانگین گشتاور چرخش خارجی زانو طی فاز استقرار (نیوتن‌متر بر کیلوگرم)	۰/۱۸ (۰/۰۳)	۰/۲۳ (۰/۰۵)	* ۰/۰۳	-۱/۲۱
میانگین گشتاور اداکتوری زانو طی فاز استقرار	۴/۰۱ (۲/۷)	۷/۶ (۳/۳)	* ۰/۰۱	-۱/۱۹
کل زمان فاز استقرار (ثانیه)	۰/۷۹ (۰/۱۲)	۰/۷۹ (۰/۱۴)	۰/۹۴	۰
سرعت گام‌برداری (متر بر ثانیه)	۱/۰۵ (۰/۰۲)	۱/۱۶ (۰/۱۶)	۰/۰۵	-۰/۹۶
طول گام (متر)	۱/۳۲ (۰/۱۱)	۱/۲۶ (۰/۰۸)	۰/۲۴	۰/۶۲

* معناداری آزمون

1. SPSS-18
2. Shapiro-Wilk

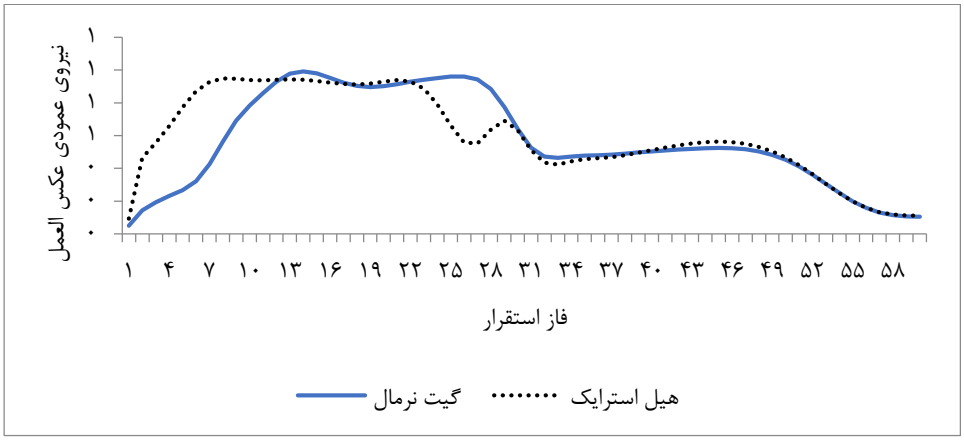
طبیعی‌بودن توزیع متغیرها ازطریق آزمون شاپیرو- ویلک تأیید شد؛ بنابراین، برای مقایسهٔ پارامترها بین دو وضعیت گام‌برداری با افزایش هیل‌استرایک و گام‌برداری عادی، از آزمون آماری پارامتری تی وابسته استفاده شد.

جدول شمارهٔ دو نمایانگر میانگین و انحراف معیار مقادیر مؤلفه‌های نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و زمان بروز هریک از این مؤلفه‌ها، براساس درصدی از کل زمان استقرار در افراد در هر دو وضعیت گام‌برداری عادی و افزایش تماس پاشنه با زمین است.

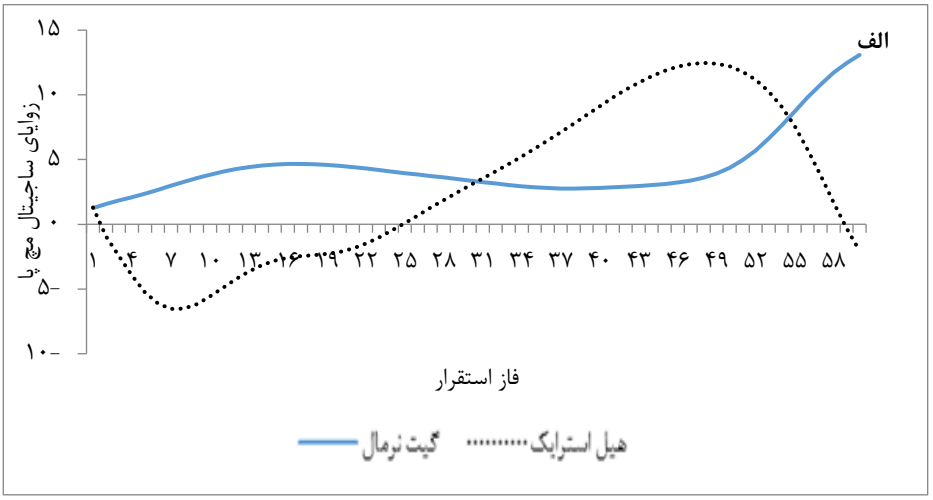
جدول ۲- مقادیر میانگین (انحراف معیار) پارامترهای نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (مقادیر به‌عنوان درصدی از زمان فاز استقرار بیان شده‌اند.)

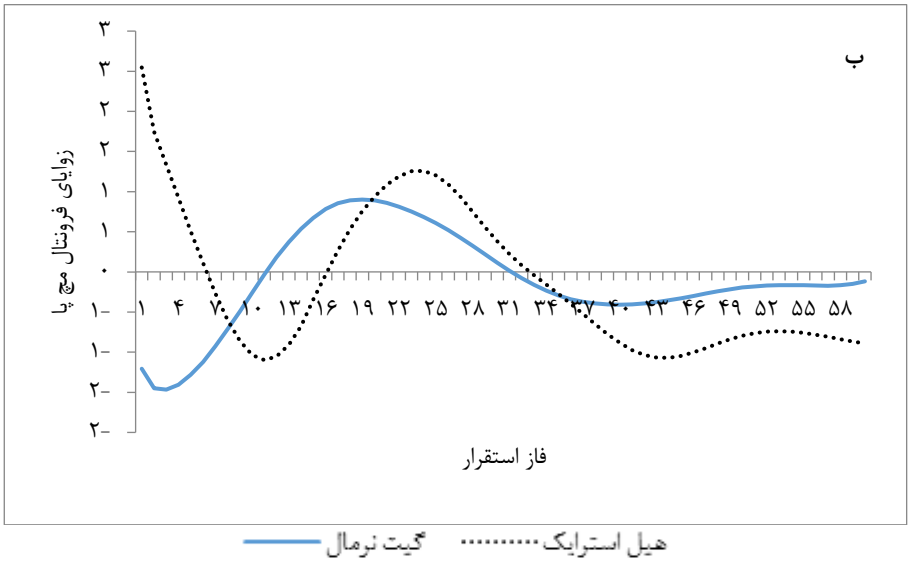
مؤلفهٔ نیروی عمودی (نیوتن بر کیلوگرم)	گام‌برداری افزایش هیل‌استرایک	درصدی از زمان فاز استقرار	گام برداری عادی	درصدی از زمان فاز استقرار	احتمال محاسبه شده (p)
اوج نیروی عمودی در مرحلهٔ تماس پاشنه با زمین	۰/۵۳ (۰/۰۷)	/۸	(۰/۱۹) ۰/۳۵	۱/۲	/۰۱ *۰
اوج نیروی عمودی در فاز تحمل وزن	/۹۸ (۰/۰۶)	۶	(۰/۱۶) ۱/۰۲	۸	۰/۴۵
اوج نیروی عمودی در فاز انتقال وزن روی پنجه	۱/۰۹ (۰/۰۳)	۲۰	(۰/۰۴) ۱/۰۵	۲۴	*۰/۰۰۲

* معناداری آزمون

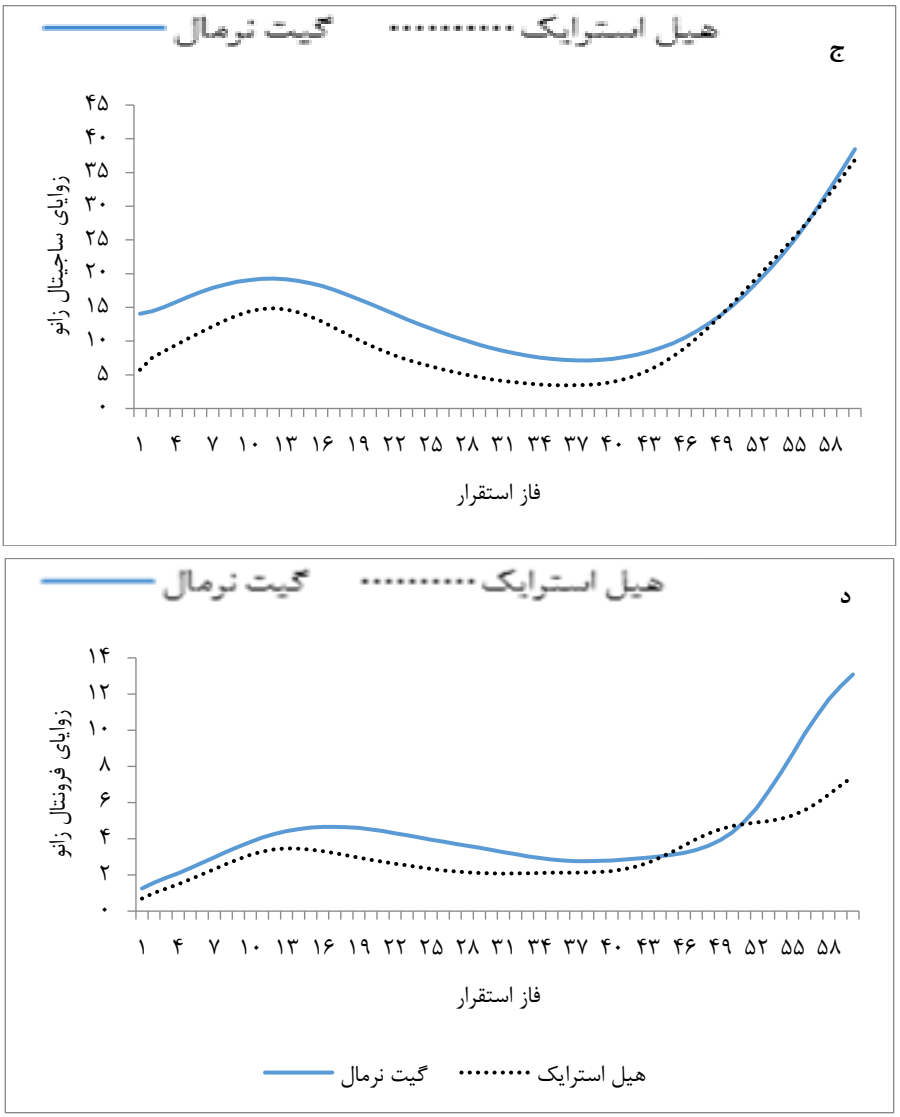


شکل ۲- نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در ورزشکاران سالم در دو وضعیت گام‌برداری عادی و افزایش هیل‌استرایک طی فاز استقرار راه‌رفتن

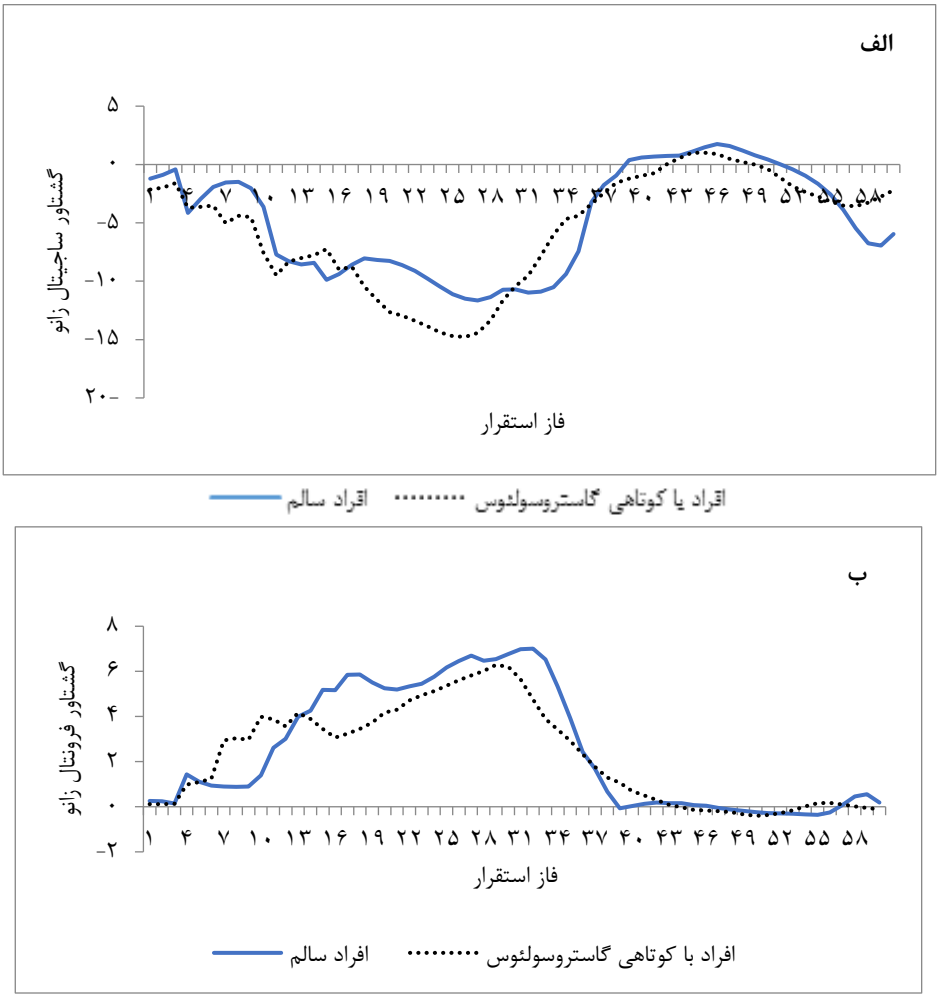




شکل ۳- الگوی زوایای مفصلی (درجه) ورزشکاران سالم در وضعیت گام‌برداری عادی و گام‌برداری با افزایش هیل‌استرایک طی فاز استقرار راه رفتن. تصاویر (الف) و (ب) زوایای مفصل مچ پا را بترتیب در صفحه ساجیتال و فرونتال را نشان می دهد.



شکل ۳- الگوی زوایای مفصلی (درجه) ورزشکاران سالم در وضعیت گام‌برداری عادی و گام‌برداری با افزایش هیل‌استرایک طی فاز استقرار راه رفتن. تصاویر (ج) و (د) زوایای مفصل زانو را بترتیب در صفحه ساجیتال و فرونتال را نشان می دهد.



شکل ۴- الگوی گشتاور مفصلی (نیوتن متر بر کیلوگرم) ورزشکاران سالم در دو وضعیت گام‌برداری عادی و گام‌برداری با افزایش هیل‌استرایک طی فاز استقرار چرخه راه رفتن. تصاویر (الف) و (ب) گشتاور مفصل زانو را بترتیب در صفحه ساجیتال و فرونتال را نشان می دهد.

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر از این نظریه حمایت می‌کند که افزایش هیل‌استرایک درطول راه‌رفتن، باعث کاهش زاویهٔ فلکشن زانو در لحظهٔ تماس پاشنه با زمین و فاز استقرار می‌شود (شکل شمارهٔ سه). همچنین، دامنهٔ حرکتی دورسی‌فلکشن مچ پا طی فاز میانی استقرار در وضعیت گام‌برداری با افزایش

هیل‌استرایک در مقایسه با الگوی گام‌برداری عادی بیشتر بود (شکل شمارهٔ سه). به‌علاوه، مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین طی الگوی گام‌برداری با افزایش هیل‌استرایک در مقایسه با الگوی معمول، با افزایش معناداری همراه بود (شکل شمارهٔ دو). مهم اینکه، میانگین گشتاور چرخش خارجی زانو و گشتاور اداکشن زانو در وضعیت گام‌برداری هیل‌استرایک در مقایسه با وضعیت گام‌برداری عادی، با کاهش معناداری همراه بوده است (شکل شمارهٔ چهار). درنهایت، تفاوت معناداری در مشخصه‌های معمول گام‌برداری (طول و سرعت گام‌برداری و کل زمان سپری‌شده در فاز استقرار)، بین دو وضعیت گام‌برداری مشاهده نشد.

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که نیروهای عکس‌العمل زمین و به‌ویژه نیروی ضربه‌ای عکس‌العمل زمین[1] درالگوی گام‌برداری هیل‌استرایک در مقایسه با الگوی گام‌برداری معمول، با افزایش معناداری همراه است (شکل شمارهٔ دو) که این نتایج با یافته‌های مرسر[2] و همکاران (۲۳) مبنی بر افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین در ورزشکاران با انتخاب الگوی گام‌برداری روی پاشنهٔ پا همسو است. همچنین، همان‌طورکه گریو[3](۲۱) و همکاران تغییر در کینماتیک مفصل مچ پا را مسبب افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین می دانند، در مطالعهٔ حاضر نیز با تغییر الگوی گام‌برداری توسط هیل‌استرایک، نه‌تنها نیروهای عکس‌العمل زمین، بلکه کینماتیک مفصل زانو نیز دچار تغییر شده است. درحقیقت، زاویهٔ فلکشن زانو در لحظهٔ تماس پاشنه با زمین و میانگین دامنهٔ حرکتی فلکشن زانو طی فاز استقرار، با راهنمایی فرد به گام‌برداری هیل‌استرایک در مقایسه با الگوی گام‌برداری معمول با کاهش معناداری همراه بود (شکل شمارهٔ سه). با کنارهم‌قراردادن این یافته‌ها، نه‌تنها اهمیت هیل‌استرایک در تأثیر بر نیروهای عکس‌العمل زمین مشاهده می‌شود، بلکه نشان‌دهندهٔ مؤثربودن هیل‌استرایک در ایجاد تغییرات کینماتیک مفصل زانو در صفحهٔ حرکتی ساجیتال نیز خواهد بود. با بررسی نتایج پژوهش‌های اخیر در حوزهٔ بیومکانیک نظیر مطالعهٔ یو[4] و همکاران (۵)، چنین جمع‌بندی می‌کنیم که در افراد با کوتاهی مجموعهٔ عضلانی گاستروسولئوس طی فاز استقرار چرخهٔ راه‌رفتن، مفاصل زانو و ران در وضعیت فلکشنی بیشتری در مقایسه با افراد سالم قرار می‌گیرند. این وضعیت مفصل زانو را در وضعیت آنلاک‌شده قرار می‌دهد و منجر به کنترل حرکتی ناکارآمد مفصل زانو می‌شود و به‌تبع آن، الگوهای حرکتی جبرانی در ران (افزایش فراخوانی عضلات اکستانسور رانی و بروز غلبهٔ سنرژیستیک در عضلات همسترینگ و گلوتئال) حادث می‌گردند؛ بنابراین، به‌نظر می‌رسد که با

1. Peak Impact
2. Mercer
3. Grieve
4. You

بهره‌گیری از راهکار تمرینی گام‌برداری با افزایش هیل‌استرایک، بتوان وضعیت فلکشنی زانو را طی فاز استقرار و به‌دنبال آن، اصلاح ناکارآمدی کنترل حرکتی سیستم عضلانی اندام تحتانی را تغییر داد.

اعتقاد بر این است که یک فرد سالم حین راه‌رفتن نیاز به جابه‌جایی تیبیا روی مچ پا طی فاز استقرار دارد که در پیشروی بدن به‌سمت جلو سهیم است. با مدنظرقراردادن دورسی‌فلکشن مچ پا به‌هنگام راه‌رفتن در پژوهش‌های گذشته، افراد شرکت‌کننده در پژوهش حاضر در هر دو وضعیت گام‌برداری با افزایش هیل‌استرایک و گام‌برداری معمول، درجه‌ای از دورسی‌فلکشن را داشتند که مطابق با یافته‌های پژوهش‌های اخیر (دورسی‌فلکشن ۱۵-۱۰ درجه) است (۲۴). جالب اینکه، باوجود نبود تفاوت معناداری میانگین دورسی‌فلکشن مچ پا طی فاز استقرار بین دو وضعیت گام‌برداری در نمونه‌ها که همگی سالم بودند، میانگین دورسی‌فلکشن مچ پا طی فاز میانی استقرار (جایی که پژوهشگران بر این باورند که بیشترین میزان دورسی‌فلکشن مچ پا اتفاق می‌افتد) در الگوی گام‌برداری هیل‌استرایک در مقایسه با الگوی معمول، با افزایش معناداری همراه بوده است (شکل شمارهٔ سه). درحقیقت، در مطالعهٔ مقدماتی حاضر، این یافته این اطمینان را به ما داد که الگوی گام‌برداری هیل‌استرایک (به‌عنوان الگویی فانشکنال)، شاید بتواند در کشش‌پذیری مجموعهٔ عضلانی گاستروسولئوس اثربخش باشد.

درنظرداشتن این مطلب، مهم است که باوجود کاهش میانگین زاویهٔ فلکشن زانو و افزایش دامنهٔ حرکتی دورسی‌فلکشن مچ پا طی فاز میانی استقرار در افراد با افزایش هیل‌استرایک در مقایسه با الگوی متداول گام‌برداری، میانگین زوایای فلکشن زانو طی فاز استقرار دو نفر از ورزشکاران در طرح حاضر، در وضعیت افزایش هیل‌استرایک با افزایش همراه بود. این یافته‌ها این موضوع را تأیید می‌کند که اصلاح راهبرد گام‌برداری همواره درجهت کاهش زوایای فلکشنی زانو مؤثر نخواهد بود (۱۶). به‌علاوه، کاهش معناداری در مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین در الگوی گام‌برداری با افزایش هیل‌استرایک در مقایسه با الگوی گام‌برداری معمول مشاهده نشد. این یافته بیانگر این مسئلهٔ حیاتی است که اصلاح راهبردهای گام‌برداری باید درجهت دستیابی به یک هدف ویژه و نه دست‌یافتن به مجموعه‌ای از اثرهای مثبت باشد؛ برای مثال، برای یک فرد با کوتاهی مجموعهٔ عضلانی گاستروسولئوس، شاید افزایش دامنهٔ دورسی‌فلکشن مچ پا و کاهش زاویهٔ فلکشن زانو طی فاز استقرار بسیار حیاتی‌تر از افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین حین گام‌برداری با افزایش هیل‌استرایک باشد؛ زیرا، محدودیت دورسی‌فلکشن مچ پا و افزایش زاویهٔ فلکشن مچ پا، یکی از عوامل خطرزای آسیب‌های اسکلتی عضلانی بغرنج‌تری نظیر درد پاتلوفمورال، استئوآرتریت و غلبهٔ سینرژیستی عضلهٔ همسترینگ بر عضلات گلوتئال است (۱۰،۱۵،۱۶).

بررسی یافته‌های مطالعهٔ حاضر نشان داد که میانگین گشتاور چرخش خارجی زانو و گشتاور اداکشن زانو در وضعیت گام‌برداری هیل‌استرایک در مقایسه با وضعیت گام‌برداری عادی، به‌طور معناداری کاهش یافته بود (شکل شمارهٔ سه). درحقیقت، در مطالعهٔ حاضر، هدف از بررسی گشتاور اداکتوری و چرخش خارجی زانو، شناسایی و اطمینان از یافتن الگوی حرکتی درجهت کاهش بارگذاری مکانیکال زانو با راهنمایی فرد به گام‌برداری با افزایش هیل‌استرایک بود؛ زیرا، مرور پیشینهٔ پژوهش نشان می‌دهد که بارگذاری نابجای مفصل زانو، از عوامل خطرزای اثرگذار بر پیشروی به‌سوی استئوآرتریت زانو در افراد با کوتاهی گاستروسولئوس ذکرشده است (۱۰،۲۵). به‌طور ویژه‌ای، بارگذاری کمپارتمان داخلی زانو به‌عنوان یکی از نشانگرهای کلینیکی آسیب زانو مطرح بوده است و در بسیاری از مطالعات اخیر، از گشتاور اداکتوری و گشتاور چرخش خارجی زانو به‌عنوان مقیاس غیرمستقیم در بارگذاری کمپارتمان دخلی مفصل زانو طی فعالیت‌های فانکشنال نظیر راه‌رفتن استفاده شده است (۲۵،۲۶)؛ بنابراین، شناسایی زودهنگام عوامل خطرزای دخیل در بروز استئوآرتریت زانو و همچنین، تلاش برای شناسایی الگوی حرکتی مؤثر برای تقلیل مقادیر گشتاور اداکتوری و چرخش زانو، شاید اثربخشی مداخلات تمرینی را با موفقیت بیشتری همراه سازد و از بروز تغییرات ساختاری در مفصل زانو پیشگیری کند. در جمع‌بندی این قسمت از یافته‌های پژوهش و اندازهٔ اثر زیاد آن معتقدیم که الگوی حرکتی گام‌برداری با افزایش هیل‌استرایک، توانایی تقلیل نیروهای بارگذاری مفصل زانو را دارد. بااین‌حال، واضح است که تعمیم یافته‌های این پژوهش به افراد با کوتاهی مجموعهٔ عضلانی گاستروسولئوس امکان‌پذیر نخواهد بود؛ بنابراین، برای اطمینان از اثرگذاری الگوی حرکتی گام‌برداری با افزایش هیل‌استرایک در تقلیل بارگذاری مکانیکال زنجیرهٔ حرکتی افراد با کوتاهی مجموعهٔ عضلانی گاستروسولئوس، نیاز به انجام پژوهش‌های آتی ضروری به‌نظر می‌رسد.

از محدودیت‌های عمدهٔ مطالعهٔ حاضر این است که نمونه‌های پژوهش حاضر هیچ‌گونه محدودیت دامنهٔ دورسی‌فلکشن مچ پا را نداشتند؛ بنابراین، محتمل است که افراد با کوتاهی مجموعهٔ عضلانی گاستروسولئوس، با همان شیوه‌ای که افراد سالم به الگوی راه‌رفتن با افزایش هیل‌استرایک پاسخ می‌دهند، واکنش نشان نمی‌دهند و الگوهای حرکتی حادث‌شده متفاوت‌تر از گروه افراد سالم باشند. درحقیقت، در مطالعهٔ مقدماتی حاضر، به‌دنبال ارزیابی مفهوم استفاده از هیل‌استرایک برای کاهش فلکشن زانو، افزایش میزان دورسی‌فلکشن مچ پا حین راه‌رفتن، تقلیل گشتاورهای اداکتوری و چرخش خارجی زانو قبل از اعمال کلینیکال این الگوی راه‌رفتن، در افراد با محدودیت دورسی‌فلکشن مچ پا بودیم. با تأیید اثربخشی هیل‌استرایک در ایجاد تغییرات کینماتیکی، درحال‌حاضر درگیر اجرای تعدیل الگوی راه‌رفتن با به‌کارگیری هیل‌استرایک در ورزشکاران با کوتاهی مجموعهٔ عضلانی گاستروسولئوس هستیم.

نتایج این پژوهش آشکارا نشان داد که در ورزشکاران سالم، الگوی حرکتی گام‌برداری با افزایش هیل‌استرایک، توانایی ایجاد تغییرات کینماتیکی در مفاصل مچ پا و زانو را در هر سه صفحهٔ حرکتی دارد. مهم‌ترآنکه، پژوهش حاضر نشان داد که الگوی گام‌برداری هیل‌استرایک با افزایش زاویهٔ دورسی‌فلکشن مچ پا در لحظهٔ تماس پاشنه پا با زمین، کشش‌پذیری مجموعهٔ عضلانی گاستروسولئوس را فراهم می‌کند.

تقدیر و تشکر

این مقاله برگرفته از بخشی از رسالهٔ دکتری گرایش حرکات اصلاحی بوده است. بدین‌وسیله از تمامی شرکت‌کنندگان و یاری‌کنندگان پژوهش حاضر کمال تشکر و قدردانی می‌کنیم.

منابع

1. Mavčič B, Slivnik T, Antolič V, Iglič A, Kralj-Iglič V. High contact hip stress is related to the development of hip pathology with increasing age. Clin Biomech. 2004;19(9):939-43.
2. Dixon JB. Gastrocnemius vs. soleus strain: How to differentiate and deal with calf muscle injuries. Curr Rev Musculoskelet Med. 2009;2(2):74-7.
3. Mason-Mackay A, Whatman C, Reid D. The effect of reduced ankle dorsiflexion on lower extremity mechanics during landing: A systematic review. J Sci Med Sport. 2017; 20(5):451-8.
4. Didier JJ, West VA. Vertical jumping and landing mechanics: female athletes and nonathletes. Int J Athl Ther Trai.2011;16(6):17-20.
5. You J-Y, Lee H-M, Luo H-J, Leu C-C, Cheng P-G, Wu S-K. Gastrocnemius tightness on joint angle and work of lower extremity during gait. Clin Biomech. 2009;24(9):744-50.
6. Yoon J-y, Hwang Y-i, An D-h, Oh J-s. Changes in kinetic, kinematic, and temporal parameters of walking in people with limited ankle dorsiflexion: Pre-post application of modified mobilization with movement using talus glide taping. J Manip Physiol Ther. 2014;37(5):320-5.
7. Piva SR, Goodnite EA, Childs JD. Strength around the hip and flexibility of soft tissues in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. J Orthop Sports Phys Ther. 2005;35(12):793-801.
8. Mauntel TC, Begalle RL, Cram TR, Frank BS, Hirth CJ, Blackburn T, et al. The effects of lower extremity muscle activation and passive range of motion on single leg squat performance. J Strength Cond Res. 2013;27(7):1813-23.
9. Macrum E, Robert Bell D, Boling M, Lewek M, Padua D. Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat. J Sport Rehabil. 2012;21(2):144-50.
10. Paoloni M, Mangone M, Fratocchi G, Murgia M, Saraceni VM, Santilli V. Kinematic and kinetic features of normal level walking in patellofemoral pain syndrome: More than a sagittal plane alteration. J Biomech. 2010;43(9):1794-8.

11. Bell DR, Vesci BJ, DiStefano LJ, Guskiewicz KM, Hirth CJ, Padua DA. Muscle activity and flexibility in individuals with medial knee displacement during the overhead squat. Athl Train Sports Health Care. 2012;4(3):117-25.
12. Wang L-I. Lower extremity stiffness modulation: Effect of impact load of a landing task from different drop heights. Int Sportmed J. 2009;10(4):186-93.
13. Norcross MF, Lewek MD, Padua DA, Shultz SJ, Weinhold PS, Blackburn JT. Lower extremity energy absorption and biomechanics during landing, part I: sagittal-plane energy absorption analyses. J Athl Training. 2013;48(6):748-56.
14. Davids K, Glazier P, Araujo D, Bartlett R .Movement systems as dynamical systems. Sports Med. 2003;33(4):245-60.
15. Hamill J, Palmer C, Van Emmerik RE. Coordinative variability and overuse injury. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol. 2012;4(1):1-9.
16. Lewis CL ,Garibay EJ. Effect of increased pushoff during gait on hip joint forces. J Biomech. 2015;48(1):181-5.
17. Sahrmann S. Movement system impairment syndromes of the extremities, cervical and thoracic spines. Mosby: Elsevier Health Sciences. 2010;1-34.
18. Kuhman DJ, Paquette MR, Peel SA, Melcher DA. Comparison of ankle kinematics and ground reaction forces between prospectively injured and uninjured collegiate cross country runners. Hum Mov Sci. 2016;47:9-15.
19. Noehren B, Schmitz A, Hempel R ,Westlake C, Black W. Assessment of strength, flexibility, and running mechanics in men with iliotibial band syndrome. J Orthop Sports Phys Ther. 2014;44(3):217-22.
20. Grieve R, Barnett S, Coghill N, Cramp F. Myofascial trigger point therapy for triceps surae dysfunction: A case series. Man Ther. 2013;18(6):519-25.
21. Grieve R, Cranston A, Henderson A, John R, Malone G, Mayall C. The immediate effect of triceps surae myofascial trigger point therapy on restricted active ankle joint dorsiflexion in recreational runners: A crossover randomised controlled trial. J Bodyw Mov Ther. 2013;17(4):453-61.
22. Johanson M, Baer J, Hovermale H, Phouthavong P. Subtalar joint position during gastrocnemius stretching and ankle dorsiflexion range of motion. J Athl Training. 2008;43(2):172.
23. Mercer JA, Horsch S. Heel–toe running: A new look at the influence of foot strike pattern on impact force. J Exerc Sci Fit. 2015;13(1):29-34.
24. Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. Gait Posture. 2002;16(3):215-32.
25. Meireles S, De Groote F, Reeves N, Verschueren S ,Maganaris C, Luyten F, et al. Knee contact forces are not altered in early knee osteoarthritis. Gait Posture. 2016;45:115-20.
26. Mündermann A, Asay JL, Mündermann L, Andriacchi TP. Implications of increased medio-lateral trunk sway for ambulatory mechanics. J Biomech. 2008;41(1):165-70.

استناد به مقاله

رضازاده فرهاد، شجاع‌الدین سیدصدر، ابراهیمی اسماعیل، براتی امیرحسین، فرهمند فرزام. تأثیر افزایش هیل‌استرایک بر متغیرهای منتخب کینتیکی و کینماتیکی مفاصل مچ پا و زانوی ورزشکاران حین راه‌رفتن. مطالعات طب ورزشی. پاییز و زمستان ۱۳۹۶؛ ۸(۲۲)، ۱۷-۳۴. شناسهٔ دیجیتال: 10.22089/smj.2018.1140

Rezazadeh F, Shojaeddin S, Ebrahimi E, Barati AH, Farahmand F. Effect of Increased Heel Strike During Gait on Selected Kinematic and Kinetic Features of Ankle and Knee Joints in Athletes. Sport Medicine Studies. Fall & Winter 2018; 8(22): 17-34. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2018.1140

Effect of Increased Heel Strike During Gait on Selected Kinematic and kinetic Features of Ankle and Knee Joints in Athletes

F. Rezazadeh[1], S. Shojaeddin[2], E. Ebrahimi[3], A.H. Barati[4], F. Farahmand[5]

1. Ph.D. Student of Corrective Exercises and Sports Injuries, Kharazmi University
2. Associate Professor of Corrective Exercises and Sports Injuries, Kharazmi University
3. Professor of Physiotherapy, Iran University of Medical Sciences
4. Associate Professor of Sport Medicine, Shahid Rajaee Teacher Training University of Tehran
5. Professor of Biomechanic, Sharif University of Technology

Received Date: 2016/08/20 **Accepted Date: 2017/01/04**

Abstract

The present study was done to evaluate the effectiveness of some kinetic and kinematic features of healthy athletes during increased heel strike pattern. This case-control study was carried out on 13 professional healthy male athletes in two positions of normal and increased heel strike gait patterns. Range of motion, knee and ankle joint torque and vertical ground reaction force measured by the Kistler and Vicon motion analysis system. Results showed that increased heel strike compare to normal level walking caused significantly reduced knee flexion angle at the moment of heel contact and stance phase, mean values of external rotational and adductor knee moments. In addition, increased ankle dorsiflexion during midstance was significantly high in increase heel strike pattern compare to usual pattern. It seems that increased heel strike pattern decreases knee mechanical loading and more importantly, increasing elasticity of gastrocnemius-soleus muscles provided by heel strike pattern.

Keywords: Gait Analysis, Kinetic, Kinematic, Ankle, Knee

* Corresponding Author Email: Rezazade.farhad@gmail.com