

The Effects of Fatigue on Rear Foot Angle in Normal and Pronate IndividualsHossein F¹, Ilbeigi S², Anbarian M³**Abstract**

Purpose: The purpose of this study was to identify the effects of fatigue caused by exercise on rear foot angle (RFA) in normal and pronate subjects during the stance phase of running.

Methods: Twenty-four male students from Birjand University (13 with normal foot, 11 with pronate foot) were selected based on navicular drop index. After the measuring RFA (according to Nigg (1986), each subject ran on the treadmill at the speed of 3/5 m/s for 15 minutes without shoes. In addition, the RFA were measured after fatigue situation which determined according to the scale rating of perceived exertion (RPE) during running.

Results: Dependent t-test showed no significant difference in RFA between normal foot before fatigue (at the initial of the protocol) and during fatigue (at the end of the protocol) in all phases of stance phase, except in the heel contact ($p=0.001$). However, there was a significant difference between the RFA of pronate foot before and after fatigue in all phases of stance phase ($p\leq 0.05$), where the RFA showed significant increase after fatigue.

Conclusion: Based on the present results, fatigue can be considered as an important factor in increasing RFA in people with pronate foot. Therefore, it can be considered for runners, especially with pronate foot for prevention of injuries during running.

Keywords: Fatigue, Rear foot angle, Stance phase, Pronate foot, Running

Received: 2015.08.01; Accepted: 2015.12.16

اثر خستگی عملکردی بر میزان زاویه پشت پای افراد با ساختار پای طبیعی و چرخیده به خارج

حسین فرزانه^۱، سعید ایل بیگی^۲، مهرداد عنبریان^۳

هدف: هدف از این پژوهش، بررسی اثر خستگی ناشی از تمرین بر میزان زاویه پشت پای افراد با ساختار پای طبیعی و چرخیده به خارج طی فاز اتکای دویدن بود.

روش بررسی: تعداد ۲۴ نفر از دانشجویان پسر دانشگاه بیرجند (۱۳ نفر با ساختار پای طبیعی، ۱۱ نفر با ساختار پای چرخیده به خارج) به صورت هدفمند و بر اساس شاخص افتادگی استخوان ناوی انتخاب، و پس از قرارگیری نشانگرهای موردنظر، اطلاعات دوبعدی زاویه پشت پای آزمودنی‌ها با سیستم آنالیز حرکت حین دویدن در سرعت ۳/۵ متر بر ثانیه برای مدت ۱۵ دقیقه روی تردمیل در حالت بدون استفاده از کفش در دو وضعیت با و بدون خستگی جمع‌آوری شد. به‌منظور تعیین میزان خستگی از مقیاس میزان درک تلاش (Rating of Perceived Exertion) در حین دویدن استفاده شد.

یافته‌ها: آزمونی تی وابسته نشان داد که بین میزان زاویه پشت پای افراد گروه با پای طبیعی در قبل از خستگی (شروع پروتکل تمرین) و حین خستگی (انتهای پروتکل تمرین)، به‌جز در مرحله برخورد پاشنه با زمین ($p=0/001$)، در دیگر مراحل فاز اتکای دویدن اختلاف معنی‌داری وجود ندارد. با وجود این، بین میزان زاویه پشت پای افراد گروه با پای چرخیده به خارج در قبل و حین خستگی در کلیه مراحل فاز اتکای دویدن افزایش معنی‌داری مشاهده شد ($p\leq 0/05$).

نتیجه‌گیری: بر اساس نتایج این پژوهش، خستگی عامل مؤثری در افزایش زاویه پشت پای افراد با پای چرخیده به خارج محسوب می‌شود. بنابراین، توصیه می‌شود ورزشکاران و دوندگان دچار این عارضه به‌منظور کاهش آسیب‌دیدگی به این فاکتور توجه ویژه‌ای نمایند.

کلمات کلیدی: خستگی، زاویه پشت پا، فاز اتکا، پای چرخیده به خارج، دویدن

نویسنده مسئول: حسین فرزانه، farzaneh_h68@yahoo.com

آدرس: دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

۲- استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

۳- دانشیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی همدان، دانشگاه همدان، همدان، ایران

مقدمه

عضلانی مواجه کند (۱۱). این زاویه نشان دهنده زاویه میان خط طولی نیمساز پا (پاشنه)، و خط نیمساز یکسوم تحتانی ساق پا تا زمین است (۱۲) که اندازه‌گیری آن اطلاعاتی درباره حرکت مفصل تالوسی-پاشنه‌ای، و استخوان قاپ در مچ پا را فراهم می‌کند (۱۳). افزایش بیش از حد زاویه پشت پا، یکی از عوامل موثری است که در افراد با پای چرخیده به خارج، منجر به خستگی می‌شود (۱۱،۱۵). عامل خستگی نیز، جزء عواملی است که با آسیب‌های مختلف اندام تحتانی ناشی از دویدن (۱۴) و فعالیت‌های ورزشی مرتبط است (۱۵). بنابراین در همین راستا، مطالعات زیادی به بررسی اثرات خستگی بر فعالیت‌ها و عملکرد انسان پرداخته‌اند (۲۶-۱۶). به طوری کلی پژوهش‌های انجام شده در این زمینه را می‌توان در ۴ دسته تقسیم‌بندی نمود. دسته اول پژوهش‌هایی هستند که اثر خستگی را بر کنترل قامت و تعادل در حالت ایستا را سنجیده‌اند (۱۹-۱۷). دسته دوم پژوهش‌هایی هستند که اثر خستگی را بر راه رفتن و دویدن در حالت‌های پویا مورد ارزیابی قرار داده‌اند (۲۰،۱۶). دسته سوم نیز، اثر خستگی را بر الگوی پخش فشار کف پا و نیروی عکس‌العمل زمین بررسی کرده‌اند (۲۵-۲۱). و در نهایت دسته چهارم، پژوهش‌هایی را شامل می‌شود که اثر خستگی را بر سایر فعالیت‌های عملکردی دیگر، مانند فرود از پرش، تغییر در پارامترهای کینتیکی و کینماتیکی مفاصل، مورد بررسی قرار داده‌اند (۲۶،۲۵). گرچه در برخی از این پژوهش‌ها در رابطه با اثرات خستگی بر عملکرد انسان نتایج ضد و نقیضی یافت می‌شود، اما در مجموع نتایج حاصل از این پژوهش‌ها، حاکی از آن است که خستگی، کارایی اجزای انقباضی و اطلاعات حس عمقی را تغییر می‌دهد و همچنین، موجب افزایش دامنه نوسانات وضعیتی، کاهش توانایی حفظ تعادل و اختلال حس عمقی (۱۹،۱۸) و تغییر در نیروی برخوردی و عکس‌العمل زمین (۲۴،۲۳)، پخش فشار کف‌پایی (۲۲) و دیگر پارامترهای کینتیکی و کینماتیکی مفاصل بدن می‌شود. با توجه به مطالب فوق به نظر می‌رسد

خستگی^۱ جزء لاینفک فعالیت‌های ورزشی روزانه است (۱). به‌طور کلی خستگی یا در اثر محدودیت‌های ایجاد شده در سطح عضله اسکلتی رخ می‌دهد که تنها گروهی از عضلات درگیر در حرکت را شامل می‌شود (خستگی موضعی/ محیطی)، و یا در قسمت فوقانی مغز، در سیستم‌های عصبی و نرونهای حرکتی بدن اتفاق می‌افتد که علاوه بر عضلات درگیر در حرکت، کل بدن را نیز شامل شده و تحت عنوان خستگی (عمومی / مرکزی) عنوان می‌شود (۳،۲). خستگی ناشی از عملکرد^۲ و تمرین (خستگی عمومی) نیز، به‌عنوان هرگونه کاهش توانایی تولید نیرو در حین فعالیت‌های ورزشی تعریف می‌شود (۴) و ممکن است به‌طور عادی در فعالیت‌های روزانه نیز تجربه شود (۵).

مطالعات نشان می‌دهند که افراد با ساختار پای چرخیده به خارج نسبت به افراد با پای طبیعی به دلیل عدم هم‌راستایی در اندام تحتانی، حین راه رفتن و دویدن با برخی از ناکارآمدی‌های بیومکانیکی نظیر افزایش پرونیشن^۳ پا (افزایش زاویه پشت پا^۴)، تغییر در فعالیت عضلانی و خستگی زودرس، مواجه می‌شوند (۶) و در دراز مدت نیز، ممکن است این‌گونه افراد دچار آسیب‌هایی از قبیل؛ درد جلوی ساق پا (Shine splint)، (۷)، آسیب‌های پرکاری زانو (۸)، آسیب‌های لیگامان صلیبی قدامی (۹)، و سندروم فشار داخلی ساق پا (۱۰) شوند. افزایش زاویه پشت پا نیز، یکی از مواردی است که در نتیجه چرخش خارجی اضافی مفصل تحت قاپی، چرخش داخلی استخوان درشت نئی، ران و ابداکشن قسمت جلویی پا^۵ در افراد با پای چرخیده به خارج اتفاق می‌افتد و ممکن است فرد را با آسیب‌های اسکلتی -

¹Fatigue

²Functional fatigue

³Pronation

⁴Rear foot angle

⁵Forefoot

نمونه‌های پژوهش‌های مرتبط گذشته انتخاب شدند (۲۴)، و به‌عنوان نمونه آماری مورد ارزیابی قرار گرفته‌اند. معیار قرارگیری هر فرد در پژوهش حاضر، وجود ساختار مشابه در هر دو اندام تحتانی و تائید توسط محقق با معیارها و شاخصهای فوق (اختلاف ارتفاع نایکولار)، و عدم ابتلا به بیماریهای عضلانی، سابقه سوختگی، و عدم داشتن هرگونه درد در ناحیه پای، شکستگی و جراحی در اندام تحتانی بود. کلیه آزمودنی‌ها قبل از آزمون پرسشنامه‌ی سلامت فردی « Short Form Health Survey (SF-36)»، و فرم رضایت‌نامه شرکت در آزمون را کامل کردند (۲۸)، همچنین از کلیه آزمودنی‌ها خواسته شد که در ۴۸ ساعت قبل از آزمون هیچ‌گونه فعالیت خسته‌کننده و فعالیت ورزشی نداشته باشند، با این عمل محقق اثر خستگی، کوفتگی و گرفتگی که ممکن است در الگوی دویدن تغییر ایجاد کند را به حداقل رسانیده است. علاوه بر این، آزمودنی‌ها قبل و بعد از انجام آزمون جهت گرم‌کردن و جلوگیری از آسیب‌دیدگی به مدت ۵ دقیقه حرکات کششی و نرمشی سبک و ۵ دقیقه با سرعت پایین جهت آشنایی با دستگاه تردمیل به راه رفتن و دویدن پرداختند، بعد از انجام برنامه گرم کردن، به طور کلی هر آزمودنی به مدت ۱۵ دقیقه، در حالت بدون استفاده از کفش، در سرعت ۳/۵ متر بر ثانیه روی تردمیل مدل (hp cosmos para motion) ساخت کشور آلمان) با کمترین پوشش اندام تحتانی (شورت ورزشی) در شیب صفر درجه، به فعالیت دویدن پرداختند.

جهت تعیین میزان خستگی آزمودنی‌ها از مقیاس RPE استفاده شد (۳۰). بدین منظور، از آزمودنی خواسته شده بود که احساس واقعی خود را از شدت فعالیت انجام شده بیان نمایند و سپس مقیاس آن بر اساس جدولهای طرح شده بزرگ استخراج و ثبت می‌گردید، سطوح این مقیاس بین ۶ - ۲۰ تعریف شده است و معمولاً خستگی در سطوح ۱۷ و بالاتر از این رخ می‌دهد (۳۰). در صورتی که آزمودنی دچار سرگیجه یا حالت تهوع می‌شد، آزمون متوقف می‌گردید. سعی بر آن شد که تنها مقدار زاویه پشت پای افرادی مورد ارزیابی قرار گیرد که در میزان درک تلاش RPE، نمره‌ی یکسان و مشابه‌ای را تجربه کرده باشند. از آنجایی که اکثر آزمودنی‌های این پژوهش از آمادگی بدنی مشابه (اکثراً

که مفصل مچ پا به‌ویژه مفصل ساب تالار هنگام دویدن در وضعیت خستگی، با نوسانات زیادی مواجه می‌شود. احتمالاً این مسئله در افراد با پای چرخیده به خارج به خاطر تغییر وضعیت آناتومیکیال مفصل مچ پا و خستگی زودرسی که دارند، نسبت به افراد با پای طبیعی به‌طور متفاوتی رخ دهد. بنابراین به نظر می‌رسد انجام چنین پژوهشهایی به‌منظور شناسایی، پیشگیری، کنترل و ارائه راه‌کارهایی جهت به حداقل رساندن اثرات خستگی بر میزان افزایش زاویه پشت پا به‌عنوان یک عامل مؤثر در بروز آسیب‌های مختلف اسکلتی - عضلانی، به‌ویژه در افراد دچار عارضه پای چرخیده به خارج، امری ضروری و با اهمیت محسوب می‌شود.

با وجود کثرت پژوهشهای انجام شده در رابطه با خستگی، کمتر تحقیقاتی یافت می‌شود که مانند پژوهش حاضر به‌طور خاص و جدی به بررسی اثر خستگی بر میزان زاویه پشت پای دو گروه افراد با ساختار پای طبیعی و چرخیده به خارج طی فاز اتکای دویدن پرداخته باشد. بنابراین، محققین در این پژوهش به دنبال پاسخ به این سؤالات هستند، که فاکتور خستگی تا چه میزان بر افزایش زاویه پشت می‌تواند تأثیرگذار باشد؟ و همچنین، آیا این عامل در بین افراد با پای سالم و چرخیده به خارج از تفاوت معنی‌داری برخوردار است؟

روش بررسی

تحقیق حاضر از نوع تحقیقات نیمه تجربی است. جامعه آماری این تحقیق، کلیه دانشجویان پسر دانشگاه بیرجند سال تحصیلی ۹۳-۹۲، نمونه آماری تعداد ۳۰ نفر که به‌صورت هدفمند، و بر اساس اندازه‌گیری شاخص افتادگی استخوان ناوی^۱ توسط محقق از بین جامعه غربال شده انتخاب شدند (۲۳)، و در نهایت پس از اجرای پروتکل، به خاطر شرایط خاص این پژوهش (کسب نمره مشابه در مقیاس درک تلاش^۲ RPE)، تعداد ۶ نفر از پژوهش خارج شدند و تعداد ۲۴ نفر « ۱۳ نفر با ساختار پای طبیعی با میانگین و انحراف استاندارد اختلاف ارتفاع نایکولار (۱۱/۰۷ ± ۶/۶۸ میلی‌متر)، ۱۱ نفر با ساختار پای چرخیده به خارج با میانگین و انحراف استاندارد اختلاف ارتفاع نایکولار (۵/۰۳ ± ۱۱/۸۶ میلی‌متر)»، بر اساس حجم

¹Navicular - drop

² Rating of Perceived Exertion (Borg RPE Scale)

روش اندازه‌گیری افت استخوان ناوی

به‌منظور تعیین ناهنجاری پا، از اندازه‌گیری درجه پرونیشن مفصل تحت قاپی توسط آزمون شاخص افتادگی استخوان ناوی استفاده شد (۳۲). با استفاده از روش توصیف شده توسط برودی^۲ (۳۳)، افتادگی استخوان ناوی، ارزیابی شد. اندازه‌گیری افتادگی ناوی در هر آزمودنی سه بار انجام شد و میانگین آنها به‌منظور طبقه‌بندی افراد در دو گروه پای طبیعی، پای صاف (چرخیده به خارج) به کار رفت. آزمودنی‌ها دارای با افتادگی ناوی بیشتر از ۱۰ میلی‌متر، در گروه کف پای صاف؛ بین ۴ تا ۹ میلی‌متر، در گروه کف پای طبیعی قرار گرفتند (۳۳). این آزمون دارای اعتبار و پایایی لازم و مناسب برای سنجش مقدار پرونیشن پا است. (۳۴)، (شکل ۲).



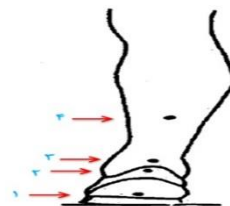
شکل ۲: اندازه‌گیری افتادگی استخوان ناوی

جهت اندازه‌گیری مقدار زاویه پشت پای آزمودنی‌ها در دو مرحله قبل از خستگی (شروع پروتکل تمرین) و حین خستگی (انتهای پروتکل تمرین)، از سیستم درجه‌بندی دستگاه آنالیز حرکت دو بعدی مدل (cosmos para hp motion)، استفاده شد (۳۵). بدین منظور، پس از وارد کردن قطعه فیلم ویدئوی ضبط شده هر فرد در دستگاه آنالیز حرکت مورد نظر، تعداد ۱۰ نمونه از زیر فازهای مختلف فاز اتکای دویدن برای هر فرد به‌صورت جداگانه در دو مرحله قبل از خستگی (۳ دقیقه ابتدایی پروتکل)، و حین خستگی (۳ دقیقه انتهایی پروتکل)، مشخص و در جایگاه مخصوص دستگاه تعریف می‌گردید. از آنجایی‌که ممکن بود افراد به خاطر آگاهی داشتن از ضبط و ثبت اجرای خود، رفتار و الگوی متفاوتی نسبت الگوی طبیعی نشان دهند، بنابراین، شروع تصویربرداری

غیر ورزشکار) و در دامنه سنی نسبتاً نزدیکی به یکدیگر قرار داشتند. بنابراین تقریباً اکثر آزمودنی‌های دو گروه با این پروتکل (۱۵ دقیقه دویدن در سرعت ۳/۵ متر بر ثانیه)، به خستگی و نمره درک تلاش مشابه‌ای رسیده‌اند و تنها از تعداد ۳۰ نفر نمونه مورد بررسی، تعداد ۶ نفر به خاطر عدم کسب نمره مقیاس خستگی مورد نظر، حذف گردیدند. کلیه مراحل آزمون با استفاده از دو دوربین فیلم‌برداری پاناسونیک مدل (NV-GS330) با فرکانس ۱۲۵ هرتز در ثانیه از نمای خلفی و صفحه فرونتال تصویربرداری شد. قبل از اجرای آزمون دو دوربین در فاصله ۱/۵ متری نسبت به ترمیل و در ارتفاع بین ۴۰ تا ۵۰ سانتی‌متر نسبت به زمین، کالیبره شده بودند.

جهت سنجش و اندازه‌گیری تغییرات زاویه پشت پا، محقق قبل از آزمون با استفاده از ماژیک مخصوص دستگاه، درحالی‌که محقق روی تخت دراز کشیده بود در موقعیت خنثی بر اساس مدل نشانه‌گذاری نیگ^۱ (۱۹۸۶)، موقعیتهای مورد نظر را مشخص و نشانه‌گذاری نمود (۳۱). طبق این مدل نیز، به‌منظور بررسی زاویه پشت پا چهار نشانگر استفاده می‌شود، که به ترتیب نشانگر شماره ۱. در قسمت خلفی کفش مطابق با قسمت پایینی استخوان پاشنه، نشانگر شماره ۲. در قسمت خلفی کفش مطابق با قسمت بالایی استخوان پاشنه، نشانگر شماره ۳. قسمت خلفی بالایی لبه کفش روی تاندن آشیل و نشانگر شماره ۴. روی قسمت خلفی پاشنه پا (۱۵ سانتی‌متر بالاتر از نشانگر شماره ۳) عمود بر راستای پاشنه، ترسیم می‌شود (۳۱) (شکل ۱).

معیار سنجش و تجزیه تحلیل زاویه پشت پا، پای راست آزمودنی‌ها بود. همچنین جهت آنالیز حرکات از دستگاه Motion caption مدل (Simi ساخت کشور آلمان)، و پس از بررسی وضعیت نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون شاپیرو - ویلک، از آزمون‌های آماری T وابسته در سطح ($p < 0/05$)، در محیط SPSS 19 استفاده شد.



شکل ۱: مدل نشانه‌گذاری نیگ (۱۹۸۶)، (۳۱).

²Brody¹Nigg

به جز در مرحله برخورد پاشنه با زمین در دیگر مراحل فاز اتکا دوییدن اختلاف معنی داری وجود ندارد. در حالی که، بین میزان زاویه پشت پای افراد گروه با پای چرخیده به خارج در قبل از خستگی (شروع پروتکل تمرین) و حین خستگی (انتهای پروتکل تمرین)، در کلیه مراحل فاز اتکا دوییدن اختلاف معنی داری وجود دارد ($p \leq 0.01$).

گرچه تاکنون مطالعه‌ای مانند پژوهش حاضر به صورت خاص و جدی به بررسی اثر خستگی بر میزان زاویه پشت پای افراد با ساختار پای طبیعی و چرخیده به خارج طی فاز اتکا دوییدن نپرداخته است. اما نتایج این پژوهش در خصوص عدم تغییر در میزان زاویه پشت پای افراد با پای طبیعی در نتیجه خستگی، به نوعی با پژوهش‌های مرتبط انجام شده در این زمینه مانند پژوهش Pappas و همکاران همسو است (۲۶). در حالی که با پژوهش Christina و همکاران نا همسو است (۲۷). Christina و همکاران، در مطالعه خود اثر خستگی عضلات دورسی فلکسور را بر مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین و حرکت مچ پا مورد مطالعه قرار داده‌اند و نشان داده‌اند خستگی عضلات دورسی فلکسور سبب کاهش معنی داری در بزرگی بیشینه نیروی برخورد، بزرگی بیشینه جدا شدن پا از زمین هنگام تماس پا با زمین شده است، اما پارامترهای مرتبط با حرکت پشت پا با تغییر معنی داری مواجه نشده است (۲۷).

بر اساس یافته‌های پژوهش حاضر، از آنجایی که خستگی ناشی از تمرین بر میزان زاویه پشت افراد با پای طبیعی به جز در مرحله برخورد با پاشنه با زمین، در دیگر مراحل فاز اتکا دوییدن از اختلاف معنی داری برخوردار نیست و حتی در برخی موارد نیز، کاهش مقدار زاویه پشت پا در این گونه افراد مشاهده می‌شود. بنابراین، به نظر می‌رسد که به‌طور کلی خستگی ناشی از تمرین بر مقدار زاویه پشت پای افراد با پای طبیعی تأثیر قابل توجه و معنی داری ندارد. و احتمالاً علت اختلاف و معنی داری مرحله برخورد پاشنه با زمین نسبت به دیگر مراحل مورد بررسی نیز، ناشی از تغییرات ایجاد شده بر اساس الگوی راه رفتن در نتیجه عدم استفاده از کفش باشد. از آنجایی که اساساً در هنگام دوییدن‌های بدون استفاده از کفش (پای برهنه)، از الگوی دوییدن میانه پا - جلوی پا و جلوی پا استفاده می‌شود (۳۷). لذا، احتمالاً این وضعیت (تغییر الگوی دوییدن)، ممکن است در لحظه، مکان و نوع برخورد

بدون اطلاع آزمودنی صورت می‌گرفت و در واقع مدت زمانی از فیلم برای فرد مورد ارزیابی قرار گرفت که فرد، به الگوی پایدار رسیده و دیگر بر حرکات خود کنترل آگاهانه نداشته باشد.

در نهایت، جهت تجزیه و تحلیل مقدار زاویه پشت پای آزمودنی‌ها در زیر فازها و نمونه‌های مشخص شده، با استفاده از رسم نقاط مورد نظر به وسیله علائم و ابزارهای تعبیه شده در دستگاه شامل (خطوط، درجه، زاویه و ...)، بدین صورت که ابتدا راستای ساق پا به وسیله رسم خطی که دقیقاً منطبق بر روی دو نشانگر ساق پا بود رسم می‌شد، و سپس خط دیگری، منطبق بر راستای دو نشانگر پاشنه ترسیم می‌گردید و در نهایت از انطباق این دو خط بر هم، زاویه‌ای به وجود می‌آمد که به‌عنوان زاویه پشت پا محسوب می‌شد (۲۰)، (شکل ۳). میانگین زوایای به‌دست‌آمده در هر زیر فاز، به عنوان مقدار زاویه پشت پای آزمودنی‌ها در آن زیر فاز ثبت و گزارش می‌شد.

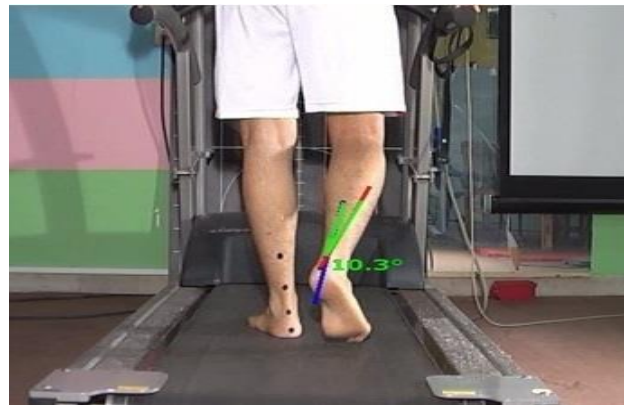
یافته‌ها

در جدولهای (۱،۲)، مقایسه مقدار زاویه پشت پای آزمودنی‌ها برحسب (میانگین \pm انحراف استاندارد)، در ابتدا (قبل از خستگی) و انتهای پروتکل (حین خستگی)، نمایش داده شده است.

بر اساس نتایج حاصل از آزمون تی وابسته، بین میزان زاویه پشت پای افراد گروه با پای طبیعی در قبل از خستگی (شروع پروتکل تمرین) و حین خستگی (انتهای پروتکل تمرین)، به جز در مرحله برخورد پاشنه با زمین در دیگر مراحل فاز اتکا دوییدن اختلاف معنی داری وجود ندارد. همچنین، با توجه به اطلاعات ارائه شده در جدول ۲، بین میزان زاویه پشت پای افراد گروه با پای چرخیده به خارج در قبل از خستگی (شروع پروتکل تمرین) و حین خستگی (انتهای پروتکل تمرین)، در کلیه مراحل فاز اتکای دوییدن اختلاف معنی داری وجود دارد ($p \leq 0.05$).

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج این پژوهش نشان داد که بین میزان زاویه پشت پای افراد گروه با پای طبیعی در قبل از خستگی (شروع پروتکل تمرین) و حین خستگی (انتهای پروتکل تمرین)،



شکل ۳: روش اندازه‌گیری مقدار زاویه پشت پا

جدول ۱: نتایج زاویه پشت پای افراد با پای طبیعی

P-Value	زاویه پشت پا (درجه)، انتهای پروتکل (میانگین \pm انحراف معیار).	زاویه پشت پا (درجه)، ابتدای پروتکل (میانگین \pm انحراف معیار).	مراحل
۰/۰۰۱ *	۵/۱۱ \pm ۰/۳۶	۴/۷۸ \pm ۰/۲۰	برخورد پاشنه با زمین
۰/۳۹	-۰/۱۰/۸۷ \pm ۰/۲۳	-۰/۱۱ \pm ۱/۱۲	تماس کف پا با زمین
۰/۵۷	-۱۳/۱۵ \pm ۰/۸۳	-۱۳/۱۳ \pm ۰/۲۸	مرحله میانی سکون
۰/۶۱	-۱/۶۹ \pm ۰/۳۳	-۱/۶۱ \pm ۱/۴۳	جدا شدن پاشنه پا از زمین
۰/۸۴	۱۰/۹۸ \pm ۱/۱۸	۱۰/۰۰ \pm ۰/۵۱	جدا شدن انگشت شست پا از زمین

* تفاوت معنی دار در سطح $P \leq 0/05$ ، طبق مدل ارزیابی *clarke*، علامت منفی (-) در جدول نشان دهنده زاویه پرونیشن و علامت مثبت نیز نشان دهنده زاویه سوپینشن است (۳۶).

جدول ۲: نتایج میزان زاویه پشت پای افراد با پای چرخیده به خارج

P-Value	زاویه پشت پا (درجه)، انتهای پروتکل (میانگین \pm انحراف معیار)	زاویه پشت پا (درجه)، ابتدای پروتکل (میانگین \pm انحراف معیار).	مراحل
۰/۰۰۱ *	-۳/۷۵ \pm ۰/۳۹	-۲/۳۳ \pm ۱/۲۶	برخورد پاشنه با زمین
۰/۰۴۰ *	-۰/۸۹ \pm ۱/۵۳	-۰/۴۵ \pm ۰/۰۱	تماس کف پا با زمین
۰/۰۰۱ *	-۱۷/۱۵ \pm ۱/۵۷	-۱۶/۲۰ \pm ۰/۶۹	مرحله میانی سکون
۰/۰۰۱ *	-۳/۳۱ \pm ۰/۳۳	-۲/۴۷ \pm ۱/۱۴	جدا شدن پاشنه پا از زمین
۰/۰۰۱ *	-۱۳/۱۲ \pm ۰/۴۰	-۱۲/۶۸ \pm ۰/۵۳	جدا شدن انگشت شست پا از زمین

* تفاوت معنی دار در سطح $P \leq 0/05$ ، طبق مدل ارزیابی *clarke*، علامت منفی (-) در جدول نشان دهنده زاویه پرونیشن و علامت مثبت نیز نشان دهنده زاویه سوپینشن است (۳۶).

گزارش‌هایی مبنی بر افزایش ثبات مفصل مچ پا و وضعیت بدن افراد در نتیجه خستگی ناشی از فعالیتهای ورزشی کرده‌اند (۳۸،۳۹). به نظر می‌رسد که فاکتور خستگی در افراد با پای طبیعی موجب کاهش یا عدم تغییر در میزان زاویه پشت پای این‌گونه افراد می‌شود. *Brown &*

پا در این مرحله اختلال ایجاد کرده باشد و در واقع به عنوان فاکتوری مداخله‌گر بر مقدار زاویه پشت پای دو گروه مورد بررسی در این مرحله تأثیر گذاشته باشد. علاوه بر این، از آنجایی که برخی از محققان مانند: *Brown & Bowyer*، *Bruno* و همکاران،

سیستم عضلانی اندام تحتانی در افراد با قوسهای کفپایی متفاوت پرداخته‌اند؛ افراد با پای چرخیده به خارج نسبت به افراد با پای طبیعی در شرایط عادی (بدون خستگی)، از عدم تعادل نیروی عضلات و عوامل ثبات قوس کف پا برخوردارند (۴۲). و در شرایط خستگی، Gardin و همکاران، Reimer و همکاران، در پژوهش‌های خود نشان داده‌اند که خستگی اثر قابل توجهی بر کنترل وضعیت بدن و کاهش تعادل پویا دارد (۴۳،۴۴). به نظر می‌رسد به علت این اختلالات و ناپایداری‌های به وجود آمده در عضلات و مفصل مچ پا (کشیدگی یا کوتاهی عضلات ساق و مچ پا)، خستگی حاصل از اجرای پروتکل با تغییراتی که در میزان یا پردازش درون داده‌های حسی - پیکری (۴۰)، عملکرد عصبی - عضلانی (۳۸)، و عضلات مخالف و موافق حرکت (Antagonist & Agonist) (۴۵)، ایجاد می‌نماید، توانایی تولید پاسخهای عضلانی مناسبی که برای حفظ ثبات مفصل لازم است را، در افراد با پای چرخیده به خارج نسبت به افراد با پای طبیعی به‌طور چشمگیری کاهش می‌دهد و در نهایت منجر به تغییر و افزایش میزان زاویه پشت پای افراد با پای چرخیده به خارج می‌شود.

علاوه بر این، نتایج پژوهشهای گذشته حاکی از آن است که ضعف عضلانی در اطراف یک مفصل، به ویژه مفصل مچ پا و زانو ممکن است منجر به تولید نیروهای گشتاوری نامناسب حول مفصل مچ پا گردد (۴۶)، و متعاقب آن این عامل (ضعف عضلانی)، ممکن است موجب تغییر در مرکز اعمال نیرو کف پا شود (۴۶،۴۷). Warren و همکاران، نشان داده‌اند که هم مقدار و هم جهت اعمال نیروی کف پا به زمین می‌تواند تحت تأثیر الگوی فعالیت عضلات دستخوش تغییر شود (۴۸). بنابراین، مجموع این عوامل می‌تواند توجیه مناسبی جهت ایجاد خستگی‌های زودرس و افزایش میزان زاویه پشت پای افراد با پای چرخیده به خارج باشد. به عقیده محققین این پژوهش، مجموع عواملی چون: وضعیت غیرطبیعی مفاصل اندام تحتانی به‌ویژه مفصل مچ پا و تالوسی- پاشنه ای، ضعف عضلانی و لیگامنتی و عوارض مرتبط با آن که در فوق بیان شد، هنگام راه رفتن و دویدن موجب افزایش خستگی در افراد با پای چرخیده به خارج می‌شود. این خستگی ایجاد شده، خود به نوعی با یک مکانیسم افزایشی به شکل یک

Bowyer، در مطالعه خود بهبود معنی‌داری را در ثبات وضعیتی افراد مورد بررسی مطالعه خود نشان داد. وی معتقد است که با وجود خستگی عضلانی، مچ پا بعد از فعالیت ورزشی باثبات‌تر خواهد شد. ورزشکاران بعد از مدتی سازگاری با خستگی ناشی از فعالیتهای ورزشی، تعادل خود را راحت‌تر و بهتر حفظ می‌کنند (۳۸). Bruno و همکاران نیز، گزارش کرده‌اند که با افزایش خستگی، میزان زمان واکنش افراد افزایش می‌یابد. این محققین افزایش ثبات وضعیت بدن افراد را به تغییرات و مقاومت ایجاد شده در راهبردهای سه‌گانه نسب داده‌اند (۳۹). یافته‌های Bruno, Bowyer & Brown و همکاران، به عبارتی ادعای محققین این پژوهش مبنی بر عدم تغییر معنی‌دار میزان زاویه پشت پا بر اثر خستگی در افراد با پای طبیعی را تأیید می‌کند.

همچنین، این پژوهش نشان داد که بین میزان زاویه پشت پای افراد گروه با پای چرخیده به خارج در قبل از خستگی (شروع پروتکل تمرین) و حین خستگی (انتهای پروتکل تمرین)، در کلیه مراحل فاز اتکای دویدن اختلاف معنی‌داری وجود دارد ($p \leq 0.001$). گرچه، ممکن است افزایش میزان زاویه پشت پا به خاطر تغییر وضعیت ساختاری پا و افزایش پرونیشن پا امری بدیهی به نظر برسد. اما از آنجایی که اصولاً بدن انسان در هنگام مواجه با اختلالات به وجود آمده در یک عضو یا ساختار، به‌طور ناخودآگاه و به‌مرور زمان به‌صورت جبرانی (ثانویه)، درصد رفع و افزایش سازگاری عارضه ایجاد شده بر می‌آید. در افراد با پای چرخیده به خارج نیز، چرخش داخلی ساق پا، ران، تیلت قدامی لگن (۱۱)، حساسیت در گیرنده‌های حسی و عمقی (دوکهای عضلانی) (۴۰)، از جمله مواردی است که به‌صورت بیش جبرانی در این‌گونه افراد اعمال می‌شود. در نتیجه، نمی‌توان تغییر در شکل و نوع پا^۱ را به تنهایی عاملی جهت افزایش مقدار زاویه پشت پا در افراد با پای چرخیده به خارج طی حالت‌های پویا نظیر راه رفتن و دویدن قلمداد کرد (۴۱).

همچنین، می‌توان به نقش فعالیت عضلانی در خصوص این اختلاف (اختلاف معنی دار بین ابتدا و انتهای پروتکل خستگی افراد با پای چرخیده به خارج)، اشاره کرد.

بر اساس نتایج پژوهشهایی که بررسی و مقایسه عملکرد

¹Foot types

منابع

1. Sahlin K. Muscle fatigue and lactic acid accumulation. *Acta Physiol Scand Suppl* 1986; 556: 83-91.
2. Fitts R. Selected from the third IOC world congress on sport sciences. Muscle fatigue: The cellular aspects. *American Journal of Sports Medicine* 1996; 24(6): 32-8.
3. Marchetti PH, Orselli MI, Duarte M. The effects of uni- and bilateral fatigue on postural and power tasks. *J Appl Biomech* 2013; 29(1): 44-8.
4. Bigland-Ritchie B, Jones DA, Hosking GP, Edwards RH. Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle. *Clin Sci Mol Med*. 1978; 54(6): 609-14.
5. Caron O. Is there interaction between vision and local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in human posture? *Neurosci Lett* 2004; 363(1): 18-21.
6. Nawoczenski DA, Ludewig PM. Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80(5): 540-4.
7. Tweed JL, Campbell JA, Avil SJ. Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. *J Am Podiatr Med Assoc* 2008; 98(6): 436-44.
8. Allen MK, Glasoe WM. Metrecom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train* 2000; 35(4): 403-6.
9. Beckett ME, Massie DL, Bowers KD, Stoll DA. Incidence of Hyperpronation in the ACL Injured Knee: A Clinical Perspective. *J Athl Train* 1992; 27(1): 58-62.
10. Sommer HM, Vallentyne SW. Effect of foot posture on the incidence of medial tibial stress syndrome. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27(6): 800-4.
11. Powers CM, Chen PY, Reischl SF, Perry J. Comparison of foot pronation and lower extremity

چرخه‌ای^۱ که به صورت متقابل و دو جانبه عمل می‌نماید، بر میزان زاویه پشت پا می‌افزاید و در صورت ادامه‌ی این روند، افزایش میزان زاویه پشت پا نیز، خود موجب افزایش خستگی می‌شود. در نتیجه، از دو فاکتور خستگی و زاویه پشت پا، می‌توان به عنوان دو عامل اساسی مؤثر بر هم که در ایجاد آسیب‌های اسکلتی - عضلانی در افراد با پای چرخیده به خارج نقش دارند، یاد کرد.

بر اساس نتایج این پژوهش فاکتور خستگی تأثیر قابل توجهی بر میزان زاویه پشت پای افراد با پای چرخیده به خارج دارد. از آنجایی که افزایش پرونیشن و زاویه پشت پای با آسیب‌های رایج اندام تحتانی مرتبط است (۷-۹). بنابراین، به افراد با پای چرخیده به خارج به ویژه ورزشکاران و دوندگان دچار این عارضه که در فعالیت‌های طولانی مدت و استقامتی شرکت می‌نمایند، توصیه می‌شود جهت کاهش و جلوگیری از آسیب‌دیدگی به این فاکتور توجه ویژه‌ای نمایند.

از جمله محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به عدم کسب نمره مقیاس خستگی (نمره مشابه در میزان درک تلاش RPE)، مورد نظر در بین برخی از آزمودنی‌های مورد بررسی اشاره کرد. به طوری که برخی از آزمودنی‌ها بر اثر این عامل از پژوهش حاضر خارج، و در نهایت منجر به کاهش تعداد آزمودنی‌ها شد. همچنین، بخاطر رعایت موارد اخلاقی در این پژوهش تنها جامعه مذکر (پسران)، مورد آزمون قرار گرفت.

سپاسگزاری

بدین وسیله از تمام کسانی که ما را در انجام این پژوهش یاری کرده‌اند به ویژه دانشجویان شرکت‌کننده در این تحقیق، و مسئولین محترم آزمایشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بیرجند تشکر و قدردانی می‌شود.

¹ Cycle

- rotation in persons with and without patellofemoral pain. *Foot Ankle Int* 2002; 23(7): 634-40.
12. Jonson SR, Gross MT. Intraexaminer reliability, interexaminer reliability, and mean values for nine lower extremity skeletal measures in healthy naval midshipmen. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997; 25(4): 253-63.
13. Sell KE, Verity TM, Worrell TW, Pease BJ, Wigglesworth J. Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther* 1994; 19(3): 162-7.
14. Milani TL, Hennig EM. Measurements of rearfoot motion during running. *Sportverletz Sportschaden*. 2000; 14(3): 115-20.
15. Neely FG. Biomechanical risk factors for exercise-related lower limb injuries. *Sports Med* 1998; 26(6): 395-413.
16. Yaggie JA, McGregor SJ. Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002; 83(2): 224-8.
17. Yoshino K, Motoshige T, Araki T, Matsuoka K. Effect of prolonged free-walking fatigue on gait and physiological rhythm. *J Biomech* 2004; 37(8): 1271-80.
18. Gimmon YI, Riemer R, Oddsson L, Melzer I. The effect of plantar flexor muscle fatigue on postural control. *J Electromyogr Kinesiol* 2011; 21(6): 922-8.
19. Harkins KM, Mattacola CG, Uhl TL, Malone TR, McCrory JL. Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction. *J Athl Train* 2005; 40(3): 191-4.
20. Granacher U1, Wolf I, Wehrle A, Bridenbaugh S, Kressig RW. Effects of muscle fatigue on gait characteristics under single and dual-task conditions in young and older adults. *J Neuroeng Rehabil* 2010; (9): 7-56.
21. Weist R, Eils E, Rosenbaum D. The influence of muscle fatigue on electromyogram and plantar pressure patterns as an explanation for the incidence of metatarsal stress fractures. *Am J Sports Med* 2004; 32(8): 1893-8.
22. Willems TM, Ridder RD, Roose P. The effect of fatigue on plantar pressure distribution during running in view of running injuries. *J Foot and Ankle Res* 2012; 33(5): 5-33.
23. Dadashpoor A, Shojaeddin SS, Alizadeh MH. The effect of a selected exercise program on correcting foot pronation (Pilot study). *J Res Rehabil Sci* 2013; 9(2): 209-19. [Persian]
24. Beinabaji H, Anbarian M, Sokhangouei Y. The effect of flat foot on lower limb muscles activity pattern and plantar pressure characteristics during walking. *J Res Rehabil Sci* 2012; 8(8): 1328-41. [Persian]
25. Boozari S, Jamshidi AA, Sanjari MA, Jafari H. Effect of functional fatigue on vertical ground-reaction force in individuals with flat feet. *J Sport Rehabil* 2013; 22(3): 177-83.
26. Pappas E, Sheikhzadeh A, Hagins M, Nordin M. The effect of gender and fatigue on the biomechanics of bilateral landings from a jump: peak values. *J Sports Sci Med* 2007 1; 6(1):77-84.
27. Christina KA, White SC, Gilchrist LA. Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. *Hum Mov Sci* 2001; 20(3):257-76.
28. Montazeri A, Goshtasebi A, Vahdaninia M, Gandek B. The Short Form Health Survey (SF-36): translation and validation study of the Iranian version. *Qual Life Res* 2005; 14(3): 75-82.
29. Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *Am J Sports Med* 2005; 33(7): 1022-9.
30. Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand J Rehabil Med* 1995; 27(1): 27-36.
31. Nigg BM, Morlock M. The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces. *Med Sci Sports Exerc* 1987; 19(3): 294-302.

32. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *J Athl Train* 2005; 40(1): 41-46.
33. Brody DM. *Orthop Clin North Am. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner.* *Orthop Clin North Am* 1982; 13(3): 541-58.
34. Walker M, Fan HJ. Relationship between foot pressure pattern and foot type. *Foot Ankle Int* 1998; 19(6): 379-83.
35. Kagaya Y, Fujii Y, Nishizono H. Association between hip abductor function, rear-foot dynamic alignment, and dynamic knee valgus during single-leg squats and drop landings. *J Sport Health Sci* 2015; 4(2): 182-187.
36. Clarke TE, Frederick EC, Hamill CL. The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running. *Med Sci Sports Exerc* 1983; 15(5): 376-81.
37. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'Andrea S, Davis IS, Mang'eni RO, Pitsiladis Y. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* 2010; 28:531-5.
38. Brown JP, Bowyer GW. Effects of fatigue on ankle stability and proprioception in university sportspeople. *Br J Sports Med* 2002; 36(4): 310.
39. Bruno RS, Silva RS, Martinez FG, Pacheco AM, Pacheco I. Effects of the exercise-induced muscular fatigue on the time of muscular reaction of the fibularis in healthy individuals. *Rev Bras Med Esporte* 2011; 12 (2): 31-35.
40. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004; 19(4): 391-7.
41. McPoil TG, Cornwall MW. The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996; 24(5): 309-14.
42. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res* 2009; 26; 2-35.
43. Gardin, FA, Middlemas, A, Williams, JL, Horn, R. Navicular Drop before and after Fatigue of the ankle invertor muscles. *International journal of Athletic Therapy & training* 2013; 18(6): 36-39.
44. Reimer RC 3rd, Wikstrom EA. Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control. *J Sci Med Sport* 2010; 13(1): 161-6.
45. Surve I, Schwellnus MP, Noakes T, Lombard C. A fivefold reduction in the incidence of recurrent ankle sprains in soccer players using the Sport-Stirrup orthosis. *Am J Sports Med* 1994; 22(5): 601-6.
46. Goryachev Y, Debbi EM, Haim A, Rozen N, Wolf A. Foot center of pressure manipulation and gait therapy influence lower limb muscle activation in patients with osteoarthritis of the knee. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011; 21(5): 704-11.
47. Hedayat Pour N, Shabani M, Eslami M. The effect of muscle fatigue on ankle joint moment and center of pressure during perturbation of single-leg stance. *Razi J of Medical Scienc.* 2013; (20): 106. [Persian]
48. Warren GL, Maher RM, Higbie EJ. Temporal patterns of plantar pressures and lower-leg muscle activity during walking: effect of speed. *Gait Posture* 2004; 19(1): 91-100.