تأثیر خستگی عمومی بر کار و توان جذبی عضلات مفصل زانو طی مرحله اتکای دویدن

منصور اسلامی[۱]، محسن نظری[۲]*

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران

۲. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۴/۷/۹ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۷/۱/۱۹

چکیده

فعالیت‌های فیزیکی مداوم، بدن را در سطوح مختلف خستگی قرار می‌دهد. خستگی یکی از پیامدهای جدایی‌ناپذیر اکثر فعالیت‌های ورزشی بوده که ممکن است منجر به تغییراتی در عملکرد تولید و جذب نیرو در عضلات شود. هدف از پژوهش حاضر، تاثیر دویدن در حالت واماندگی بر توان جذبی و کار عضلات زانو طی مرحله اتکای دویدن بود . ۱۶دانشجوی مرد با میانگین سن ۲/۲۷±۲۲سال، قد ۵/۴۷±۱۷۷سانتی متر و جرم ۸/۴±۷۲/۶ کیلوگرم به‌صورت داوطلبی شرکت داشتند. داده‌های سینماتیکی و سینتیکی با استفاده از دوربین ویدئویی و صفحه نیروسنج ثبت شد. توان و کار منفی و مثبت عضلات عمل‌کننده بر زانو، با استفاده از معادلات دینامیک معکوس در نرم‌افزار MATLAB2010 محاسبه شد. آزمون فرضیات با استفاده از آزمون T زوجی (تی همبسته) انجام شد ($p\leq$۰/۰۵). نتایج نشان‌داد، اوج توان منفی و کار منفی پس از خستگی به‌طور معناداری به ترتیب ۳۳/۷۸ ٪ و ۲۲/۶٪ کاهش یافت. با وجود اینکه اوج توان مثبت به‌طور معناداری کاهش یافت ($p\leq$۰/۰۵) اما کار مثبت تغییر معناداری نداشت ($p=$۰/۶۴۴). نتایج این پژوهش نشان‌داد که پس از خستگی، عملکرد جذب ضربه برخوردی در مرحله اتکای دویدن از سوی عضلات کاهش‌یافته، که این کاهش ممکن است منجر به افزایش خطر آسیب‌های دویدن شود.

کلیدواژه‌ها: خستگی عمومی، کار مفصلی، توان جذبی، دویدن.

Effect of general fatigue on knee join muscle work and power absorption during stance phase of running

Eslami, M[1]., Nazari, M[2].

1. Assistant Professor ,Sport Biomechanic, Faculty of Physical Education and Sport Sciences Mazandaran University, Iran
2. Master of Science, Sport Biomechanic, Faculty of Physical Education and Sport Sciences Mazandaran University, Iran

Abstract

All sustained physical activities subject the body to various levels of fatigue. This is especially evident when running, which is one of the most popular forms of exercise and may be described as a reduction in maximum force production and power output . the purpose of this study was to investigate the effect of running in an exerted state on knee muscles power absorption and work during the stance phase of running. Sixteen healthy physical education male students with an average age 22 and SD 2.27 years and height 177 and SD 5.47 cm and mass 72.6 and SD 8.4 kg participated in this study voluntary. Kinetic and kinematic data recorded by using of video camera and force plate. The negative and positive power and work of muscles operating on knee has calculated using inverse dynamic equations in MATLAB2010 Software. Paired sample T test was done to statistical analysis in SPSS 2010 software ($p\leq0.05$). The results of this study indicated that negative peak power and work significantly decreased 33.78% and 22.6% respectively. Although the positive peak power significantly decreased ($p\leq0.05$), positive work didn't change significantly ($p=0.644$). The results of this research indicated that the absorbing function of the muscles is decreased following fatigue and may be led to increase the injury risk of running.

Keywords: General Fatigue, Joint Work, Absorbing Power, Running.

*. m.nazari5800@gmail.com

مقدمه

برای میلیون‌ها انسان پرشور و شوق، دویدن یک تفریح است؛ علاوه بر این، بسیاری از ورزشکاران، دویدن رقابتی را به عنوان یک رشته ورزشی انتخاب می‌کنند. انجام فعالیت‌های ورزشی به‌ویژه دویدن، مزایا و اثرات مثبتی بر سلامتی بدن و تناسب اندام داشته، اما شیوع سالانه ۳۰ تا ۷۰درصد آسیب در بین دوندگان (۱)، موجب شده است تا محققان عوامل تاثیرگذار بر وقوع این گونه آسیب‌ها را بررسی کنند. بیش از نیمی از دوندگان اغلب دچار آسیب‌های زانو شده، که همراه با درد در قسمت قدامی زانو بوده و به عنوان رایج‌ترین آسیب شناخته شده است (۲). تحقیقات نشان داده است که عوامل متعددی در وقوع آسیب‌های مفصلی دخیل بوده، به‌طوری‌که حرکت غیرعادی و بارگیری‌های بیش از حد مفصل زانو که ممکن است در نتیجه اختلال در عملکرد عضلات عمل‌کننده بر مفصل زانو باشد به عنوان عوامل نهفته آسیب مفصلی شناخته شده است (۲). به‌رغم این‌که ممکن است عوامل مختلفی در بارگیری بیش‌ازحد و حرکت غیرعادی مفصل زانو نقش داشته باشد، خستگی که به عنوان بخش اجتناب‌ناپذیر فعالیت‌های ورزشی از آن یاد می‌شود، ممکن است با اختلال در عملکرد عصبی_عضلانی منجر به افزایش فشار بر بافت‌های مختلف شود (۳). خستگی عضلانی یکی از فرایندهای عضلانی است که در نتیجه آن عملکرد سیستم‌های متابولیکی و عصبی-عضلانی برای استمرار فعالیت کاهش یافته و انقباض عضلانی نمی‌تواند برای مدت طولانی حفظ گردد (٤). در برخی از مطالعات خستگی را به دو صورت خستگی موضعی[1]، و خستگی عمومی[2] تقسیم‌بندی کرده‌اند. خستگی موضعی کاهش واکنش عضله به محرک‌های مکرر به‌دنبال انقباضات ایستا و پویا است که در نتیجه اختلاف در مکانیم انقباض عضله رخ می‌دهد. خستگی عمومی به دنبال انجام تمریناتی به‌وجود می‌آید که سیستم‌های مختلف و گروه‌های عضلانی بیش‌تری را درگیر کرده و منجر به واماندگی کل بدن می‌شود (۵).

پژوهش‌های گذشته نشان داده است که خستگی مرتبط با دویدن، موجب اختلال در ظرفیت جذب شوک در اندام تحتانی شده و منجر به افزایش خطر آسیب شده است (۱). علاوه بر این، خستگی به گونه‌ای بر عملکرد عضلانی تاثیرگذار بوده که موجب تغییر در هماهنگی حرکتی (٦)، دقت کنترل حرکتی (۷)، زمان‌های عکس‌العمل عضلانی (۸) و قابلیت حس عمقی مفصلی شده است (۹). محققین گزارش کرده‌اند که هرگونه تغییر در عملکرد عضلانی متأثر از خستگی، ممکن است توانایی عضلات را در محافظت از بدن در برابر آسیب به خطر بیاندازد (۱۰). دویدن در طولانی‌مدت با توجه به تکرارهای زیاد، مفاصل و اندام‌ها را در معرض نیروهای داخلی و خارجی مکرر قرار می‌دهد، که این نیروهای تکراری، همواره با آسیب‌های متأثر از دویدن مرتبط بوده است، درحالی‌که عوامل متعددی ضربات واردشده بر اندام و مفاصل را در مرحله اتکای دویدن جذب می‌کنند، ظرفیت جذب انرژی در واحدهای عضلانی _ وتری، بالاتر از تمام بافت‌های عضلانی اسکلتی و بافت‌های مرتبط با آن است (۱۰). عضلات علاوه بر تولید حرکت، اصلی‌ترین محل جذب انرژی نیز هست. عضلات با انجام انقباضات درون‌گرا موجب تولید انرژی (جریان انرژی از عضلات به اندام) و با انقباض

1. Local Fatigue
2. General Fatigue

برون‌گرا موجب کاهش سرعت اندام شده و انرژی را جذب (جریان انرژی از اندام به عضله) می‌کنند (۱۱)؛ بنابراین، آگاهی از عملکرد عضلات در جهت درک بهتر میزان کارایی و بهره‌وری گروه‌های عضلانی هنگام انقباضات درون‌گرا و برون‌گرا از اهمیت خاصی برخوردار است. در میان متغیرهای بیومکانیکی گوناگونی که در ارزیابی عملکرد عضلات استفاده می‌شود، متغیرهای مرتبط با انرژی، مانند کار و توان مفصلی اطلاعات بیش‌تری را در اختیار محقق قرار می‌دهد (۱۱). توان مفصلی[1] یکی از متغیرهای اصلی بیومکانیکی جهت ارزیابی ظرفیت گروه‌های عضلانی در تولید و کنترل حرکت در مفاصل و اندام‌ها بشمار می‌رود (۱۱).

در مطالعات گذشته نیز، کار و توان مفصلی به عنوان کمیت‌های مهم در تجزیه و تحلیل حرکت انسان (۱۲)، تجزیه و تحلیل انرژی تولیدشده، جذب‌شده یا / انتقالی درون اعضای بدن (۱۳)، مقایسه هزینه متابولیکی و مکانیکی (۱٤) و تعیین عملکرد عضله بررسی‌شده؛ همچنین، از این متغیرها در شناخت آسیب‌های عصبی مرتبط با کارایی عضلانی نیز استفاده شده است (۱۵). با توجه به این‌که از خستگی به عنوان عدم توانایی در حفظ نیروی تولیدی و ناتوانی در حفظ شدت تمرین یاد می‌شود (٤)، ممکن است با بروز خستگی متأثر از دویدن، کار و توان منفی عضلانی (جذب شوک) کاهش یابد. مطالعات نشان داده است، کاهش ظرفیت عضلانی در جذب شوک هنگام تماس پا با زمین احتمال وقوع آسیب‌های دویدن از جمله استرس فراکچر[2] را افزایش می‌دهد (۱٦،۱۷)؛ از سوی دیگر، خستگی ممکن است بر عملکرد تولید انرژی (توان و کار مثبت) در بخش دوم مرحله اتکا تأثیرگذار باشد، و منجر به ناکارآمدی عضلات در تولید حرکت شود؛ به عبارت دیگر، ممکن است اختلال در عملکرد انقباضی عضلات زانو، موجب اختلال در جذب انرژی در بخش اول مرحله اتکای دویدن شده یا تولید نیرو برای حرکت در قسمت دوم مرحله اتکا (نیروی پیشران[3]) را کاهش داده و بر اقتصاد حرکت اثر منفی داشته باشد (شکل ۱). از آنجایی‌که تأثیر خستگی عمومی بدن بر تغییرات منحنی و اوج توان و کار مفصل زانو طی دویدن تا کنون بررسی نشده است، در این مطالعه تلاش شده تا به این پرسش پاسخ داده شود که آیا در شرایط خستگی عمومی متأثر از دویدن، کار و اوج توان منفی و مثبت عضلات عمل کننده بر زانو تغییر می‌کند؟ به‌طور مشخص هدف از پژوهش حاضر بررسی تاثیر خستگی کلی متأثر از یک‌جلسه تمرین وامانده‌ساز بر توان و کار مفصل زانو طی مرحله اتکای دویدن است.

روش‌شناسی

در این پژوهش نیمه‌تجربی، تعداد ۱٦آزمودنی از دانشجویان تربیت‌بدنی برخوردار از سلامت کامل با قد ۵/٤۷±۱۷۷سانتی‌متر، جرم ۸/٤±۷۲/٦کیلوگرم، سن ۲/۲۷±۲۲سال داوطلبانه شرکت کردند. طرح کلی مطالعاتی برای هر آزمودنی توضیح داده شد و فرم رضایت آگاهانه تکمیل و از سوی داوطلبان امضاء شد. پس از گرم‌کردن اولیه، از آزمودنی‌ها درخواست شد در مسیر ۲۰متری مشخص‌شده به‌طوری‌که صفحه نیروسنج در آن قرار داده شده بود شروع به دویدن کنند. آزمون شامل سه‌کوشش صحیح دویدن، در دوحالت پیش و پس از اعمال

1. Joint Power
2. Stress Fracture
3. Propulsion

پروتکل خستگی‌زا (تست بروس[1]) بود. به‌منظور محاسبهٔ نیروی عمودی عکس‌العمل زمین از صفحه نیروسنج (Kistler, Winter thur, Switzerland, 60*40 cm) با بسامد نمونه‌گیری ۱۰۰۰هرتز (Hz) استفاده شد؛ همچنین، به‌منظور جمع‌آوری داده‌های کینماتیک[2] از دوربین فیلم‌برداری (JVC) با قدرت نمونه‌برداری ۲۰۰فریم در ثانیه استفاده شد. دوربین فیلم‌برداری با صفحه نیرو همزمان‌سازی[3] شد. برای اجرای پروتکل خستگی (۱۸)، نوارگردان (h/p/cosmos/mercury) و دستگاه گاز آنالیزر مدل (K4b2) استفاده شد. هر دو دستگاه از طریق یک‌رایانه و از طریق نرم‌افزار Metasoft کنترل می‌شد.

شاخص تعیین خستگی در این پروتکل، نسبت اکسیژن به دی‌اکسید کربن گازهای بازدمی[4] (RER) بود، بدین‌ترتیب که طی دویدن بر روی تردمیل، RER بیش‌تر از ۱/۱ به‌عنوان شاخصهٔ وقوع خستگی (RER≥1/1) در نظر گرفته شد (۱۸،۱۹). آزمودنی‌ها بی‌درنگ پس از وقوع خستگی، از مسیر ۲۰متری با سرعت تعیین شده اقدام به دویدن کردند. سرعت دویدن ۲/۱ تا ۲/۵متر برثانیه برای همه کوشش‌ها با کرنومتر دستی و دقت ۰/۰۱ کنترل شد (سرعت از طریق مسافت پیموده شده تقسیم بر زمان محاسبه شد). داده‌های مرتبط به نیروی عکس‌العمل زمین و داده‌های فیلم‌برداری شده با نرم‌افزار Simi Motion استخراج‌شده و از نرم‌افزار MATLAB (نسخه ۲۰۱۰) به‌منظور تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده گردید. برای فیلتر کردن داده‌های خام از تکنیک پالایش پایین‌گذر باترورث[5] استفاده شد (۱۱). برای تعیین فرکانس برشی[6] مناسب حرکت، از تکنیک تحلیل باقی‌مانده[7] استفاده شد (۱۱). از نرم‌افزار SPSS (نسخه ۲۰۱۰) و آزمون آماری t همبسته برای تجزیه و تحلیل داده‌های پیش و پس از خستگی در سطح اطمینان ۹۵درصد به‌منظور آزمون فرضیات پژوهشی استفاده شد ($p\leq0.05$). اوج توان و کار مثبت و منفی مفصل زانو به‌عنوان متغیرهای وابسته در این پژوهش در نظر گرفته شده است که توان از طریق ضرب گشتاور مفصل در سرعت زاویه‌ای مفصلی (معادله ۱) محاسبه شد (۱۱).

معادله ۱- محاسبه توان مفصلی $P_j = M_j \times \omega_j$

در معادله۱، P_j توان زانو، M_j گشتاور نیروd عضلات موثر بر زانو، ω_j سرعت زاویه‌ای مفصل است؛ همچنین، کار مثبت و منفی انجام‌شده در مرحلهٔ اتکای دویدن از طریق محاسبهٔ مساحت زیر نمودار (انتگرال) توان بر حسب زمان در دو حالت منفی و مثبت محاسبه‌شد (معادله۲).

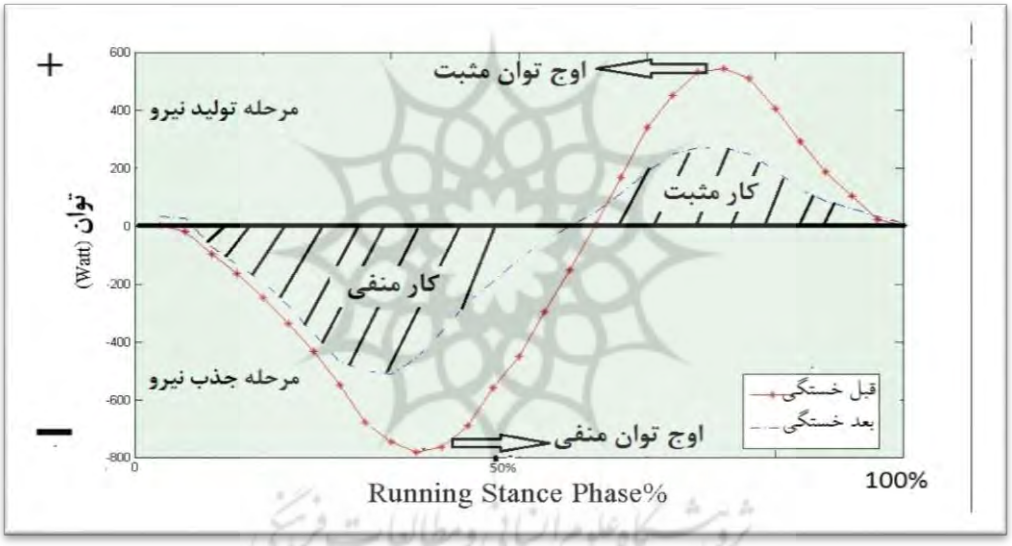
معادله ۲- محاسبه کار مفصلی $W_j = \int_{t_1}^{t_2} P_j \, dt$

W_j کار مفصلی، P_j توان مفصلی در واحد زمان است. کار منفی و مثبت از محاسبه مساحت زیر نمودار در دو بخش منفی و مثبت شکل ۲ به‌دست آمد (۱۱).

1. Bruce Test
2. Kinematic Data
3. Synchronize
4 .Respiratory Exchange Rate
5. Low-Pass Second-Order Zero Lag Butterworth Filter
6. Cutoff Frequency
7. Residual Analysis

نتایج

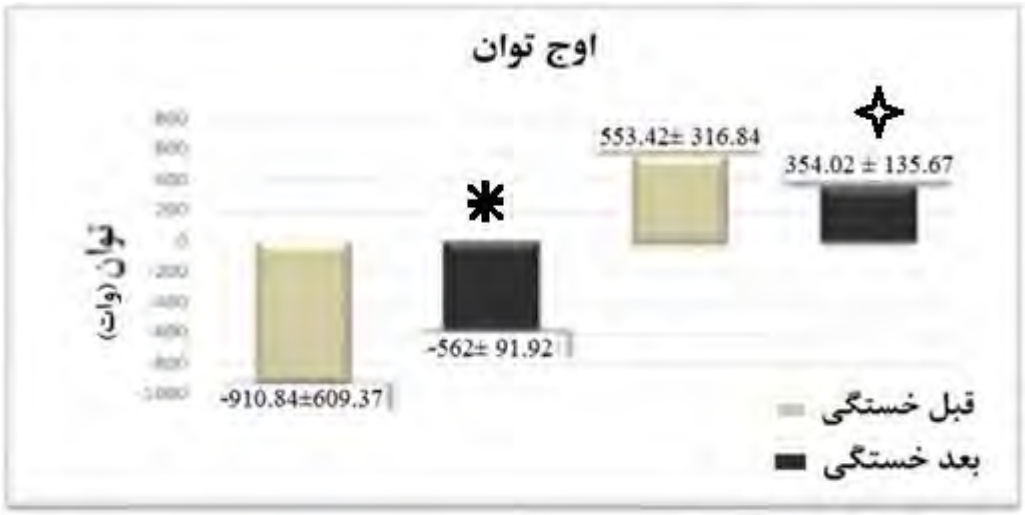
شکل (۱) تغییرات توان عضلات زانو را پیش و پس از اعمال یک پروتکل خستگی، در مرحلهٔ اتکای دویدن[1] نشان می‌دهد. همان‌طورکه ملاحظه می‌شود، الگوی کلی تغییرات منحنی، پیش و پس از خستگی تقریباً یکسان است. در لحظه برخورد پا با زمین[2] تا لحظه تماس کامل کف پا با زمین[3]، مقدار اوج توان منفی سیر صعودی داشته، که نشان‌دهندهٔ مرحلهٔ جذب شوک (با عضلات چهارسر و انقباض برون‌گرا) است. مرحله دوم نمودار توان_زمان زانو (ناحیه مثبت نمودار توان _ زمان) در برگیرندهٔ مرحلهٔ رانش (مرحله پیشران[4]) بدن به جلو بوده که با انقباضات درون‌گرا و تولید توان مثبت عضلات چهارسر رانی انجام شده و تقریباً از ٦٥درصد مرحله اتکای دویدن تا انتهای این مرحله است. نکته مهمی که در این منحنی مشاهده می‌شود، تفاوت در میزان اوج توان مثبت و منفی عضلات زانو، پیش و پس از خستگی عمومی است، که به‌منظور پی‌بردن به اختلاف آماری در نقاط اوج، از آزمون آماری استنباطی t همبسته استفاده شد (p≤۰/۰۵).



شکل۱. نمودار توان _ زمان عضلات عمل کننده بر زانو پیش و پس از خستگی

نتایج آزمونT (تی همبسته) نشان‌داد، پس از خستگی عمومی، اوج توان منفی زانو به‌طور معناداری کاهش یافت (p=۰/۰۳۳)؛ همچنین، اوج توان مثبت نیز پس از خستگی به‌طور معناداری کاهش یافت (p≤۰/۰۵) (نمودار۱).

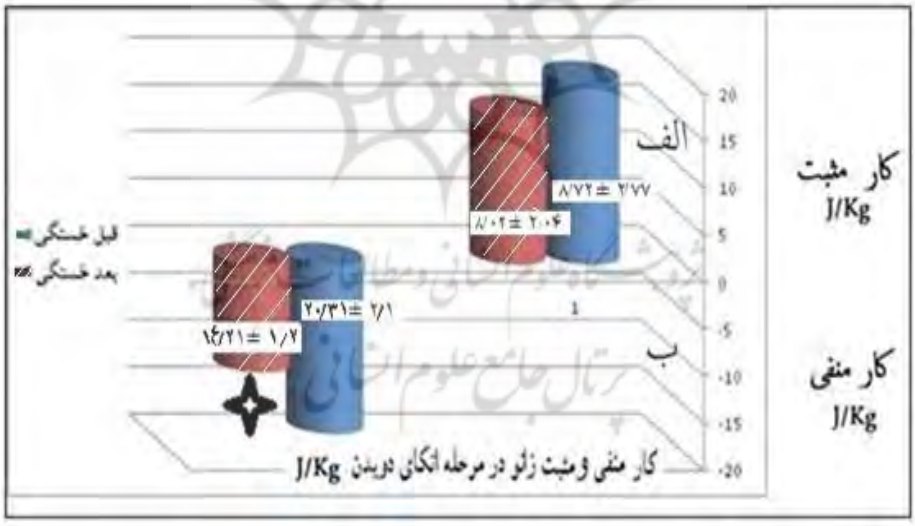
1. Stance Phase of Running
2. Heel Contact
3. Mid Stance
4. Propulsion Phase



نمودار ۱. اوج توان مثبت و منفی عضلات عمل‌کننده بر زانو پیش و پس از خستگی

✱, ✧ معناداری اوج توان مثبت و منفی در سطح ۰/۰۵ را نشان می‌دهد.

نتایج آزمون t همبسته برای بررسی تاثیر خستگی بر کار منفی عضلات زانو به‌منظور جذب ضربه برخوردی نشان‌داد، پس از انجام یک‌جلسه تمرین وامانده‌ساز، کار منفی به‌طور معناداری کاهش پیدا کرد ($p\leq$۰/۰۵). با این‌حال، کار مثبت انجام‌شده پس از خستگی عمومی تغییر معناداری نداشت (p=۰/٦٤٤). (نمودار۲)



نمودار ۲: کار مثبت (الف) و منفی (ب) عضلات زانو پیش و پس از خستگی

✧ نشان‌دهنده معناداری در سطح ۰/۰۵

بحث

هدف از مطالعه حاضر، بررسی اثر خستگی عمومی بدن بر عملکرد جذبی و تولید نیرو در عضلات عمل کننده زانو (توان و کار مفصل زانو) طی مرحلهٔ اتکای دویدن بود. همانطورکه در شکل ۲ نشان داده شده است (قسمت اول نمودار)، پس از خستگی ناشی از یک فعالیت وامانده‌ساز، اوج توان و کار منفی در ابتدای تماس پاشنه با زمین تا حدود ٦٥درصد مرحله اتکا، به‌ترتیب ۳۳/۲۸ و ۲۲/٦درصد کاهش یافته است. کاهش کار و توان منفی عضلات، ممکن است منجر به کاهش اثر جذبی طی انقباضات برون‌گرا شود. هنگام دویدن، مفصل زانو در مقایسه با دیگر مفاصل، بیش‌تر مستعد آسیب بوده به‌طوری که در ادبیات تحقیقات، از آن به‌عنوان مفصلی با شاخص آسیبی بالا یاد شده است (۹). طی دویدن، اندام و مفاصل متحمل نیروی عکس‌العمل زمین سه تا پنج برابر وزن بدن می‌شود (۲۰). افزایش نیروهای اعمال‌شده در ضربات تکراری هنگام دویدن با افزایش پتانسیل آسیب دوندگان مرتبط فرض شده است (۱۷،۲۱،۲۲). بعضی از مطالعات پیشنهاد داده‌اند زمانی که توانایی عضلات برای انجام فعالیت کاهش می‌یابد، غضروف‌ها و لیگامنت‌ها آسیب‌پذیرتر شده و بیش‌تر در معرض بار اضافی دینامیک قرار می‌گیرد (۲۳). به‌دلیل طبیعت دوره‌ای‌بودن ضربات طی دویدن، این افزایش نیرو، ممکن است موجب افزایش خطر آسیب‌هایی مانند استرس فراکچر، آسیب‌های عضلانی، درد مفاصل خصوصاً درد مفصل زانو شود (۱۸،۲٤). به‌دلیل این‌که مفصل زانو اصلی‌ترین قسمت بدن در جذب ضربات هنگام برخورد پا با زمین است (۲۵)، گروه عضلات چهارسر و همسترینگ علاوه بر حفاظت مفصل، با انقباضات برون‌گرا منجر به کاهش ضربه در مرحلهٔ اتکای دویدن می‌شود. در حالی‌که متغیرهای استفاده شده در این پژوهش، تاکنون در هیچ پژوهش مربوط به خستگی استفاده نشده است، با این وجود، محققان بسیاری گزارش کرده‌اند که پس از خستگی، عملکرد عصبی_عضلانی و متغیرهای بیومکانیکی به‌گونه‌ای تغییر می‌کنند که خطر آسیب‌های مرتبط با دویدن به‌طور معناداری افزایش می‌یابد (۲٦).

مطالعات Gerlach و همکاران (۲۰۰۵) در زمینه خستگی نشان‌دهندهٔ تغییرات معناداری در متغیرهای سینتیکی مانند: افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین بوده، که این افزایش ممکن است خطر وقوع آسیب‌های مرتبط با دویدن را افزایش دهد (۱۸)؛ از سوی دیگر، Mizrahi و همکاران (۲۰۰۰) گزارش کردند که پس از خستگی عمومی، متغیرهای سینماتیکی مرتبط با آسیب‌های دویدن به‌طور معناداری تغییر داشته، که این تغییر، به‌دلیل ناهماهنگی و اختلال در زمان‌بندی انقباضات عضلانی بوده و موجب افزایش فشار بر دیگر بافت‌های بدن شده (۲۷) و این افزایش فشار ممکن است منجر به افزایش خطر آسیب استرس فراکچر طی دویدن شود (۲۸). بخش دوم نمودار توان زمان (شکل ۲) نشان‌دهندهٔ کار و توان مثبت عضلات برای تولید حرکت در مرحله پیشران (نیرو محرکه) است. نتایج این پژوهش بیان‌کنندهٔ این واقعیت است که پس از خستگی، فقط مقدار اوج توان مثبت کاهش یافته است و کل کار انجام‌شده از سوی انقباضات درون‌گرای عضلات چهارسر و همسترینگ (کار مثبت) تغییر معناداری نداشته است ($p=۰/٦٤٤$)؛ این نتیجه ممکن است به‌دلیل اثرات جبرانی و حمایتی عضلات همکار، طی حرکت در شرایط خستگی _ به‌منظور جبران کمبود انرژی در عضلات اصلی _ برای

تولید حرکت باشد (۱)؛ از سوی دیگر، در بخش اول مرحله اتکا، کار انجام‌شده برای کاهش ضربه، عموماً با انقباضات برونگرای گروه عضلات چهارسر انجام شده، حال آن‌که در مرحله پیشران (قسمت دوم مرحله اتکا)، علاوه بر انقباضات درون‌گرای عضله چهارسر، عضله همسترینگ نیز با انقباضات درون‌گرا موجب تولید حرکت در زانو می‌شود. ممکن است این مشارکت گروه‌های عضلانی دیگر، موجب کاهش اثر خستگی برای تولید نیرو شود؛ این نتیجه، با گزارش‌های Collins و همکاران (۲۰۰۰) که نشان داده‌اند خستگی یک‌جلسه تمرین وامانده‌ساز هیچ تغییر معناداری در متغیرهای سینماتیکی نداشته است همسو می‌باشد (۲۹)؛ اساساً، از نظر دانشمندان و متخصصان علوم ورزشی، خستگی یکی از عوامل اصلی محدودکنندهٔ عملکرد انسان محسوب می‌شود (۳۰). در نتیجه، آگاهی از تغییرات احتمالی عملکرد سیستم‌های مختلف بدن، خصوصاً عضلات که تولیدکنندهٔ حرکت در بدن انسان است از اهمیت خاصی برخوردار است.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج این پژوهش، به‌دلیل کاهش اثرات محافظتی (جذب شوک برخوردی) عضلات در مدت خستگی، ممکن است اثر ضربات وارده بر اندام و مفاصل شدیدتر شده و خطر آسیب‌های استفاده بیش از حد مانند استرس فراکچر در اندام تحتانی بدن یا آسیب‌های مفصلی خصوصاً زانو افزایش یابد؛ همچنین، می‌توان با توقف تمرین برای بازیابی عملکرد جذبی عضلات عمل‌کننده بر زانو در شرایط خستگی از آسیب‌های احتمالی پیشگیری به‌عمل‌آورد.

منابع

1. Abt, J.P., Sell, T.C., Chu, Y., Lovalekar, M., Burdett, R.G., Lephart, S.M. (2011). Running kinematics and shock absorption do not change after brief exhaustive running. The Journal of Strength & Conditioning Research. 25(6): 1479-85.
2. Chumanov, E.S., Wille, C.M., Michalski, M.P., Heiderscheit, B.C. (2012). Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased. Gait & Posture. 36(2):231-5
3. Christina, K.A., White, S.C., Gilchrist, L.A. (2001). Effect of localised muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. Human Movement Science. 20(3): 257-76.
4. Ghasemi, C., Jafari, H., Jamshidi, A.A. (2010).Temporal stability of torque parameters and induced perception following muscle fatigue. Journal of Modern Rehabilitation. 4 (3 and 4):6-11. (Persian)
5. Chaffin, D.B. (1973). Localize Muscle Fatigue- Definition and Measurement. Journal of Occupational and Environmental Medicine. 15(4): 346-54.
6. Logan, S., Hunter,., I., J Ty Hopkins, J.T., Feland, J.B., Parcell, A.C. (2010). Ground reaction force differences between running shoes, racing flats, and distance spikes in runners. Journal of Sports Science and Medicine. 9(1): 147-53.
7. Mizrahi J., Verbitsky O. Isakov E. (2000). Fatigue-related loading imbalance on the shank in running: a possible factor in stress fractures. Biomedical Engineering Society. 28(4):463-9.
8. Hakkinen, K., Komi, P.V. (1986). Effects of fatigue and recovery on electromyographic and isometric force- and relaxation-time characteristics of human skeletal muscle. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology Physiol. 55(6): 588–96.
9. Sasimontonkul, S., Bay, B.K., Pavol, M.J. (2007). Bone contact forces on the distal tibia during the stance phase of running. Journal of Biomechanics. 40(15): 3503-3509.
10. Watkins, J. (1946). Structure and Function of the musculoskeletal system. 524-6.
11. Eslami, M., Damavandi, M. (2013). Fundamentals of biomechanics and motion analysis. 1st ed. Sport Sciences Research Institute of Iran. 255-80. (Persian)
12. DeVita, P., Stribling, J. (1991). Lower extremity joint kinetics and energetics during backward running. Medicine and Science in Sports and Exercise. 23(5): 602-10.
13. Umberger, B.R., Augsburger, S., Resig, J., Oeffinger, D., Shapiro, R., Tylkowski, C. (2013). Generation, absorption, and transfer of mechanical energy during walking in children. Medical Engineering & Physics. 35(5): 644-51.
14. Umberger, B.R., Martin, P.E. (2007). Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates. The Journal of Experimental Biology. 210(Pt 18): 3255-65.

15. Kellis, E., Liassou, C. (2009). The effect of selective muscle fatigue on sagittal lower limb kinematics and muscle activity during level running. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 39(3): 210-20.
16. Everett, B., Sackiriyas, K., Wesley, R. (2011). A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. Physical Therapy in Sport.12(4): 151-63.
17. Zadpoor, A.A., Nikooyan, A.A. (2011). The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. Clinical Biomechanics. 26(1): 23-8.
18. Gerlach, K.E., White, S.C., Burton, H.W., Dorn, J.M., Leddy, J.J., Horvath, P.J. (2005). Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. Medicine and Science in Sports and Exercise. 37(4): 657-63.
19. Sasaki, K., Neptune, R.R. (2006). Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed. Gait & Posture. 23: 383-90.
20. Hamill, J., Knutzen, K.M. (2003). Biomechanical basis of human movement; 2nd.Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins. 374.
21. Bischof, J.E., Abbey, A.N., Chuckpaiwong, B., Nunley, J.A., Queen, R.M. (2010). Three-dimensional ankle kinematics and kinetics during running in women. Gait & Posture. 31(4): 502-5.
22. Blackmore, T., Ball, N., Scurr, J. (2011). The effect of socks on vertical and anteroposterior ground reaction forces in walking and running. Foot. 21(1): 1–5.
23. Madigan, M.L., Pidcoe, P.E. (2003). Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. Journal of Electromyography and Kinesiology.13(5): 491–8.
24. Asadi Nikooyan, A., Zadpoor, A.A. (2012). Effects of muscle fatigue on the ground reactionfForce and soft tissue vibrations during running: a model study. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 59(3): 797-804.
25. Decker, M.J., Torry, M.R., Wyland, D.J., Sterett, W.I., Richard Steadman, J. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics, and energy absorption during landing. Clinical Biomechanics. 18(7): 662-9.
26. Kellis, E., Kouvelioti, V. (2009). Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. Journal of Electromyography and Kinesiology.19(1): 55-64.
27. Mizrahi, J., Verbitsky, O., Isakov, E., Daily, D. (2000). Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. Human Movement Science. 19(2): 139–51.
28. Milner, C.E., Ferber, R., Pollard, C.D., Hamill, J., Davis, I.S. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. Medicine and Science in Sports and Exercise. 38(2): 323-8.
29. Collins, M.H., Pearsall, D.J., Zavorsky, G.S., Bateni, H., Turcotte, R.A., Montgomery, D.L. (2000). Acute effects of intense interval training on running mechanics. Journal of Sports Sciences. 18(2): 83-90.
30. Skinner, H.B., Wyatt, M.P., Hodgdon, J.A., Conard, D.W., Barrack, R.L. (1986). Effect of fatigue on joint position sense of the knee. Journal of Orthopaedic Research. 4(1): 112–8.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی