

Effect of Contraction Velocity of Eccentric Exercise-Induced Muscle Damage on Running Economy in Trained Young Females

Movaseghi F¹, Heydar Sadeghi H², Nemati J³, Sobhani S⁴

Abstract

Purpose: Unique activation strategy of eccentric contraction predisposes the muscle to damage. Type II muscle fibers are more susceptible to muscle damage, therefore, it seems that velocity interferes in mechanical stress and muscle damage. The purpose of this study was to investigate the effect of contraction velocity of eccentric exercise- induced muscle damage of dominant knee extensor on running economy in trained young females.

Methods: Sixteen trained young females randomly assigned into two groups: high velocity ($240^{\circ}.s^{-1}$) and low velocity ($60^{\circ}.s^{-1}$). In order to induce muscle damage, subjects in high and low velocity groups performed 20 and 5 sets of 15 eccentric contractions respectively, with a load equal to 150% of the maximal voluntary isometric torque (MVIT) of dominant knee extensors. Muscle damage indices (MVC, perceived pain, thigh circumference) were recorded before, 1 and 48 hours and running economy were recorded 24 h before and 48 h after eccentric exercise. Statistical analysis was performed with SPSS16, using the between-subject repeated-measures ANOVA, independent t-test and Mann-Whitney U test.

Results: All muscle damage indicators significantly changed one and 48 hours after damage in both groups ($p < 0.05$) in a way suggestive of muscle damage. There were no significant differences for any of the muscle damage indicators (except perceived pain) and running economy at different running intensity between groups.

Conclusion: With regard to the same tension time in muscle, contraction velocity (Four-fold difference) of eccentric exercise-induced muscle damage of dominant knee extensor was not a determining factor of changes in running economy in trained young females.

Keywords: Eccentric exercise-induced muscle damage, Contraction velocity, Running economy, Trained young females

Received: 2016.09.24; Accepted: 2017.05.05

تأثیر سرعت انقباض فعالیت برونگرا آسیب‌زا بر اقتصاد دویدن دختران جوان تمرین‌کرده

فرزانه موثقی^۱، حیدر صادقی^۲، جواد نعمتی^۳، سبحان سبحانی^۴

هدف: استراتژی فعال سازی منحصر بفرد انقباضات برونگرا، عضله را مستعد آسیب می سازد. تارهای نوع II جهت آسیب مستعدترند، لذا به نظر می رسد سرعت انقباض در استرس مکانیکی و میزان آسیب اثرگذار باشد. هدف از مطالعه حاضر بررسی تاثیر سرعت انقباض فعالیت برونگرا آسیب‌زا عضله اکستنسور زانوی پای غالب بر اقتصاد دویدن در دختران جوان تمرین‌کرده بود.

روش بررسی: ۱۶ دختر جوان تمرین‌کرده به طور تصادفی در دو گروه فعالیت برونگرا با سرعت بالا ($240^{\circ}/s$) و پایین ($60^{\circ}/s$) قرار گرفتند. آسیب عضلانی در گروه سرعت بالا و پایین به ترتیب توسط ۲۰ و ۵ دوره ۱۵ تکراری با شدت ۱۵۰ درصد حداکثر گشتاور ایزومتریک در عضلات اکستنسوری زانوی پای غالب ایجاد گردید. شاخص های آسیب عضله (حداکثر گشتاور ایزومتریک، میزان درد، محیط ران) قبل، یک و ۴۸ ساعت بعد و اقتصاد دویدن قبل و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برونگرا اندازه‌گیری شدند. تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از نرم افزار SPSS16 و آزمون های آنالیز واریانس با اندازه گیری مکرر بین گروهی، t مستقل و من ویتنی انجام گردید.

یافته‌ها: یک و ۴۸ ساعت پس از آسیب تمامی شاخص های آسیب عضلانی به طور معنی داری در هر دو گروه تغییر یافت ($p < 0.05$) که نشان دهنده ایجاد آسیب عضلانی در هر دو گروه بود. تفاوت معنی داری بین شاخص های آسیب عضلانی (به جز میزان درد) و اقتصاد دویدن در شدت های مختلف دویدن بین دو گروه مشاهده نشد.

نتیجه گیری: با مشابه بودن مدت تنش، سرعت انقباض (تفاوت ۴ برابری) فعالیت برونگرا آسیب‌زا عضله اکستنسور زانو، عامل تعیین کننده ای در تغییرات اقتصاد دویدن دختران جوان تمرین کرده نمی‌باشد.

کلمات کلیدی: فعالیت برونگرا آسیب‌زا، سرعت انقباض، اقتصاد دویدن، دختران جوان تمرین کرده

نویسنده مسئول: فرزانه موثقی، fmovaseghi24@yahoo.com

آدرس: استان فارس، سپیدان، دانشگاه آزاد اسلامی واحد سپیدان

- ۱- استادیار گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد سپیدان، فارس، ایران
- ۲- استاد تمام گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
- ۳- استادیار گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران
- ۴- استادیار دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

مقدمه

مهم عملکرد دو استقامتی است (۶). اقتصاد دویدن نسبت به حداکثر اکسیژن مصرفی^۱، شاخص دقیق تری جهت ارزیابی عملکرد استقامتی در دونده هایی با حداکثر اکسیژن مصرفی مشابه است (۷) و در یک سرعت مشابه دونده هایی با اقتصاد دویدن بهتر، اکسیژن مصرفی شان پایین تر است (۸،۹). تفاوت های اقتصاد دویدن در ورزشکاران می تواند ناشی از عوامل فیزیولوژیکی (دمای بدن، ضربان قلب، تهویه دقیقه‌ای، لاکتات)، بیومکانیکی (ابعاد آنتروپومتریکی، الگوهای منتخب گیت، عوامل کینماتیکی و کینتیکی)، محیطی و تمرینی باشد (۷،۱۰). علاوه بر عوامل بیومکانیکی، فیزیولوژیکی، محیطی و تمرینی بهبود عملکرد عصبی-عضلانی نیز از عوامل موثر بر بهبود اقتصاد دویدن است (۱۱). متعاقب انقباضات برونگرا ارادی مکرر، عملکرد عصبی-عضلانی می تواند به طور جدی به علت اختلالاتی مانند آسیب اجزاء ساختاری سلول، اختلال زوج انقباض-تحریک (۱۴-۱۲) و افزایش کامپلیانت سری (۱۵) کاهش یابد (۱۸-۱۶، ۴). همچنین نشان داده شده است که کنترل عصبی عضلانی در طی انقباضات زیر بیشینه متعاقب تمرینی که منجر به آسیب عضلانی می‌شود دچار اختلال می‌شود (۲۱-۱۹). لذا به نظر می‌رسد اقتصاد دویدن می تواند تحت تاثیر آسیب عضلانی ناشی از تمرین قرار گیرد. نتایج تحقیقات در زمینه اقتصاد دویدن متعاقب فعالیت برونگرایی که منجر به آسیب عضله می شود به علت استفاده از پروتکل های

انقباضات برونگرا (تولید نیرو به صورت فعال در حین طویل شدن تارهای عضله) به علت دارا بودن پتانسیل بالای تولید نیرو و صرف هزینه متابولیکی پایین (۱) به صورت گسترده‌ای در تمرینات ورزشی مورد استفاده قرار می‌گیرد. کشش یک سیگنال مکانیکی مهم جهت عملکرد طبیعی بافت و سازگاری عضله بوده (۲) و کشش همراه با اضافه بار در انقباضات برونگرا یک محرک موثر در بهبود رشد و افزایش هدایت عصبی عضله است (۱). با این وجود زمانی که فعالیت برونگرا انجام شده جدید یا غیرمعمول باشد یا با شدت و مدت زیادی انجام شود، علائم مربوط به آسیب عضلانی یک پیامد معمول است (۳). در عضله آسیب دیده پاسخ های عصبی در نتیجه درد، بازسازی پیوستگاه عصبی عضلانی، تغییرات در عملکرد حس عمقی و تغییر در ویژگی های غشاء فیبر عضله می تواند دچار اختلال شود (۴). این مساله در ورزشکاران به خصوص در دوره‌های بیش تمرینی، مکررا اتفاق می‌افتد و بیشترین نگرانی ورزشکاران کاهش عملکرد عضله توام با آسیب است که منجر به کاهش عملکرد ورزشی می‌شود (۳). اگرچه مشخص شده است که آسیب عضلانی ناشی از تمرین، عملکرد ورزشی که نیاز به قدرت و توان عضلانی دارد را تحت تاثیر قرار می دهد اما اثرات آن بر شاخص-های تمرین استقامتی به درستی مشخص نیست (۵).

اقتصاد دویدن که به عنوان هزینه انرژی در یک سرعت معین زیربیشینه تعریف می شود، یک پیش‌بینی کننده

¹ Vo₂max

سرعت پایین $1/19 \pm 21/5$ سال، $1/16 \pm 6/16$ سانتی متر و $7/02 \pm 55/65$ بود.

قبل از انجام آزمون اطلاعات فردی، اطلاعات مربوط به منظم بودن دوره قاعدگی و تاریخ قاعدگی توسط پرسشنامه جمع آوری شد. در صورت وجود هرگونه آسیب عصبی-عضلانی، اسکلتی عضلانی، مفصلی، سابقه آسیب رباط مچ پا و زانو و وجود هرگونه ضایعه نورولوژیک داوطلب از مطالعه کنار گذاشته می شد. آزمودنی ها پس از آگاهی کامل در مورد اهداف تحقیق، نحوه اجرای آزمون، خطرات احتمالی و تکمیل رضایت نامه کتبی بطور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. پای غالب (پای ترجیحی جهت شوت کردن توپ) تمامی آزمودنی های قبل از شروع پروتکل تعیین گردید. از آزمودنی ها خواسته شد که از اجرای هرگونه تمرین شدید از ۴۸ ساعت قبل و در طول زمان اجرای آزمون خودداری کرده، داروهای ضدالتهابی و مکمل های رژیمی مصرف نکرده و هیچ گونه درمانی اعم از ماساژ، سرمادرمانی، فشار و... را در طول اجرای مطالعه دریافت نکنند (۳۹).

پروتکل فعالیت برونگرا جهت ایجاد آسیب عضلانی

طبق پروتکل های تمرینی در سایر تحقیقات (۲۳،۴۰) و مطالعه مقدماتی انجام شده توسط محققین تحقیق حاضر، از پروتکل ذیل جهت ایجاد آسیب عضلانی استفاده شد. فعالیت آسیبزا در گروه انقباض برونگرا با سرعت بالا (۲۴۰ درجه بر ثانیه) شامل ۳۰۰ انقباض (۲۰ دوره، هر دوره ۱۵ تکرار) و در گروه سرعت پایین (۶۰ درجه بر ثانیه) شامل ۷۵ انقباض (۵ دوره، هر دوره ۱۵ تکرار) با شدت ۱۵۰ درصد حداکثر گشتاور اکستنسوری ایزومتریک عضلات اکستنسور زانوی پای غالب در دامنه حرکتی ۱۰ تا ۹۰ درجه فلکشن زانو (اکستنشن کامل معادل صفر درجه) بود. علت انتخاب تعداد انقباضات متفاوت، همسان سازی زمان تنش عضله در دو گروه بود. فعالیت برونگرا با استفاده از دستگاه دینامومتر ایزوکیینیک باپودکس (Biodex System 4, Shirley, Pro) انجام شد. قبل از اجرای پروتکل فعالیت برونگرا هر آزمودنی به مدت ۵ دقیقه با انجام تمرین جنبشی خود را گرم می کرد. سپس فرد بر روی صندلی ایزوکیینیک می نشست و ران و تنه وی جهت اجتناب از هر گونه حرکت اضافی با نوارهای مخصوص ثابت می شد. محور

متفاوت ایجاد آسیب و روش های ارزیابی اقتصاد دویدن متناقض است (۲۲-۲۳، ۵). نتایج برخی از تحقیقات حاکی از عدم تاثیر آسیب عضلانی ناشی از تمرین بر اقتصاد دویدن (۲۶-۲۲) و برخی نشان دهنده کاهش اقتصاد دویدن متعاقب فعالیت آسیبزا می باشند (۲۷-۳۲، ۵). به طور کلی آسیب عضلانی اولیه ناشی از یک رویداد مکانیکی است (۳۳) که به شدت با سطح کشش اعمال شده بر فیبرهای در حال انقباض رابطه دارد (۳۴). همچنین طبق نتایج تحقیقات، مشخص شده است که تارهای نوع II نسبت به تارهای نوع I جهت آسیب عضلانی مستعدترند (۳۵،۳۶). لذا به نظر می رسد علاوه بر شدت تمرین و تعداد تکرارها (۳۷،۳۸) سرعت نیز به عنوان یک عامل مکانیکی بتواند میزان آسیب و پیامدهای عملکردی ناشی از آن را تحت تاثیر قرار دهد. اما در زمینه تاثیر سرعت انقباض فعالیت برونگرا و آسیب عضلانی ناشی از آن بر اقتصاد دویدن تحقیقی صورت نگرفته است. بر این اساس هدف از مطالعه حاضر بررسی تاثیر سرعت انقباض فعالیت برونگرا آسیبزا عضله اکستنسور زانوی پای غالب بر اقتصاد دویدن در دختران جوان تمرین کرده بود.

روش بررسی

تحقیق حاضر از نوع مطالعات نیمه تجربی و به صورت اندازه گیری های مکرر بود و پس از کسب مجوز اخلاقی از کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی شیراز (IR.SUMS.REC.1395.146) انجام گردید. حجم نمونه بر اساس فرمول مقایسه میانگین در دو گروه مستقل در نرم افزار (NCSS (PASS) تعداد ۲۴ نفر بدست آمد که این افراد از بین دانشجویان دختر تربیت بدنی دانشگاه های شیراز که داوطلب شرکت در تحقیق بودند، انتخاب شدند. ۳ داوطلب فاقد معیارهای لازم جهت ورود به مطالعه بوده و ۵ نفر به دلیل کامل نکردن دوره ارزیابی از مطالعه خارج شدند. در نتیجه ۱۶ آزمودنی که حداقل سه جلسه در هفته به مدت ۱/۵ ساعت (حداقل به مدت ۲ سال) در تمرینات ورزشی شرکت داشتند، به طور تصادفی در دو گروه فعالیت با سرعت بالا ($n=8$) و پایین ($n=8$) قرار گرفتند. میانگین سن، قد و وزن آزمودنی ها در گروه سرعت بالا به ترتیب $22 \pm 1/69$ سال، $163/7 \pm 5/7$ سانتی متر و $53/7 \pm 7/5$ کیلوگرم و در گروه

(۴۳،۴۴) و نسبت تبادل تنفسی بیش از ۱/۱۵ (۴۵) از معیارهای وقوع VO_{2max} در این تحقیق بودند. در تمام مدت آزمون ماسک مخصوص جمع آوری گازهای تنفسی بر روی دهان و بینی آزمودنی ها قرار داشت و گازهای تنفسی، تنفس به تنفس جمع آوری می‌شد. پس از پایان آزمون VO_{2max} و سرعت رسیدن به آن برای هر آزمودنی تعیین گردید. سرعت رسیدن به حداکثر اکسیژن مصرفی (vVO_{2max}) سرعتی بود که فرد در آن سرعت به VO_{2max} می‌رسید و می‌توانست آن سرعت را حداقل به مدت ۱ دقیقه حفظ کند در غیر این صورت سرعت مرحله قبل به عنوان vVO_{2max} در نظر گرفته می‌شد (۴۶). این سرعت به عنوان حداکثر ظرفیت هوازی هر فرد در نظر گرفته شد (۴۷).

اقتصاد دویدن ۲۴ ساعت قبل و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برونگرا آسیب‌زا توسط اندازه‌گیری اکسیژن مصرفی در طی دویدن روی تردمیل در سه مرحله ۳ دقیقه‌ای (۴۸،۴۹) با شدت ۶۰، ۷۰ و ۸۰ درصد سرعت رسیدن به حداکثر اکسیژن مصرفی (۴۷) از قبل تعیین شده هر فرد (vVO_{2max}) و استراحت ۱ دقیقه‌ای بین مراحل تست (۵۰) با راه رفتن روی تردمیل با سرعت ۰/۵ کیلومتر بر ساعت مورد ارزیابی قرار گرفت. شدت های در نظر گرفته شده به این علت بود که زیر ۸۵ درصد VO_{2max} باشد چرا که جهت ارزیابی معتبر اقتصاد دویدن سرعت هایی که معادل ۸۵ درصد VO_{2max} یا کمتر باشد مورد نیاز است (۷). جهت مشابه بودن دویدن روی تردمیل با موقعیت‌های میدانی خارج آزمایشگاهی در مراحل ۳ دقیقه‌ای شیب تردمیل ۱ درصد بود (۵۱). در طی مراحل تست گازهای تنفسی به طور پیوسته و تنفس به تنفس جمع‌آوری و شاخص های اقتصاد دویدن با میانگین گرفتن از ۱ دقیقه آخر هر مرحله بدست آمد. ضربان قلب نیز به طور مداوم توسط بستن کمربند حسگر (Polar RS800, Kempele, Finland) دور سینه آزمودنی ها ثبت شد. از آنجایی که دما می‌توانست بر اقتصاد دویدن تاثیر داشته باشد (۲۳)، دمای آزمایشگاه در طی مراحل آزمایش تقریباً ثابت بود و آزمودنی ها در هر جلسه تست ارزیابی اقتصاد دویدن از کفش ثابتی استفاده کردند (۲۳).

شاخص های غیرمستقیم آسیب عضلانی
میزان درد ادراک شده (آزردگی عضلانی)

چرخش دینامومتر با توجه به موقعیت زانو تنظیم می‌شد. وضعیت آغازین، فلکشن ۹۰ درجه بود که با شروع حرکت فرد اندام تحتانی خود را کامل شل می‌کرد و دستگاه پا را تا ۱۰ درجه فلکشن بالا می‌آورد (اکستنشن پاسیو با سرعت ۳۰۰ درجه بر ثانیه)، سپس با شروع حرکت برگشتی در جهت فلکشن، از فرد خواسته می‌شد با نهایت توان بر خلاف جهت حرکت دستگاه اعمال موقت کرده و این مقاومت را در طول دامنه تا انتهای حرکت (۹۰ درجه فلکشن) حفظ نماید که معادل انقباض برونگرا اکستنسورهای زانو بود. انقباضات هر ست بدون استراحت بود و بین هر ست ۱ دقیقه استراحت در نظر گرفته می‌شد. فیدبک بینایی از طریق مانیتور دستگاه فراهم می‌شد و در حین انجام فعالیت برونگرا آزمودنی ها تشویق می‌شدند تا حداکثر نیرو را در هر تکرار اعمال کنند. اجرای فعالیت و اندازه‌گیری ها در ساعات یکسانی از روز صورت گرفت (۴۱).

برای سنجش حداکثر اکسیژن مصرفی از دستگاه تجزیه و تحلیل کننده گازهای تنفسی (گازآنالایزر مدل Cortex-Metalizer 3B ساخت آلمان) و تردمیل (h/p/cosmos) متصل به دستگاه استفاده شد. در ابتدای هر جلسه کالیبراسون حجم با سرنگ ۳ لیتری و کالیبراسیون گاز به صورت خودکار توسط سیستم با استفاده از هوای محیطی (۲۰/۹۳ درصد اکسیژن و ۰/۰۳ درصد دی‌اکسید کربن) و گاز مرجع (۱۵ درصد اکسیژن و ۵ درصد دی‌اکسید کربن) انجام می‌شد. قبل از شروع پروتکل هر آزمودنی به مدت چند دقیقه حرکات کششی را انجام می‌داد، اطلاعات آزمودنی شامل نام و نام خانوادگی، تاریخ تولد، وزن، قد، جنسیت و نوع ماسک در سیستم وارد و سپس ماسک بر روی دهان و بینی آزمودنی قرار می‌گرفت و تنظیم می‌شد. کمربند مخصوص ضربان قلب دور سینه آزمودنی ها بسته می‌شد تا در تمام طول آزمون ضربان قلب آنان ثبت گردد.

پروتکل اندازه‌گیری VO_{2max} به صورت یک دقیقه استراحت فعال با سرعت ۰/۵ کیلومتر بر ساعت، ۲ دقیقه گرم کردن با سرعت ۵ کیلومتر بر ساعت و پس از آن شروع دویدن با سرعت ۷ کیلومتر بر ساعت و افزایش سرعت به میزان یک کیلومتر بر ساعت هر یک دقیقه یک بار تا رسیدن به واماندگی بود (۴۲). همچنین دستیابی به ضربان قلب بیشینه پیش‌بینی شده بر اساس سن

می‌شد. سپس از آزمودنی خواسته می‌شد تا ۳ بار حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک را در زاویه ۹۰ درجه فلکشن زانو تکرار کند و بیشترین مقدار ثبت می‌شد (۲۳)، مدت هر تست ۵ ثانیه (۵۹،۶۰)، مدت استراحت بین تکرارها ۳۰ ثانیه بود (۶۰). جهت افزایش سطح نیروی انقباضی در طی تست از فیدبک بینایی و تشویق کلامی استفاده می‌شد.

تجزیه و تحلیل داده‌ها توسط نرم افزار SPSS نسخه ۱۶، در دو بخش توصیفی و استنباطی صورت گرفت. در بخش توصیفی از شاخص‌های میانگین و انحراف معیار استفاده شد. در بخش استنباطی پس از بررسی نرمال بودن توزیع متغیرهای اندازه‌گیری شده با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک^۱ و برقراری پذیره‌های زیربنایی آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر بین‌گروهی^۲، از این آزمون جهت مقایسه محیط ران، درد (آزدگی) ادراک شده و حداکثر گشتاور اکستنسوری ایزومتریک عضلات اکستنسور زانوی پای غالب در دو گروه (سرعت انقباض بالا و پایین) و در سه زمان (قبل، یک ساعت بعد و ۴۸ ساعت بعد از فعالیت برونگرا) استفاده گردید. در صورت مشاهده تفاوت معنی‌دار به منظور روشن شدن محل دقیق تفاوت از آزمون مقایسه‌های دو به دو بونفرونی^۳ استفاده شد. جهت مقایسه دو سرعت انقباض (سرعت بالا و پایین)، در دو زمان (قبل و ۴۸ ساعت بعد از فعالیت برونگرا) بر اقتصاد دویدن از آزمون t مستقل و من ویتنی استفاده شد. سطح معنی‌داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. تکرار پذیری کلیه متغیرهای مورد بررسی در مراحل اندازه‌گیری (قبل، یک ساعت بعد و ۴۸ ساعت بعد فعالیت) توسط ضریب همبستگی درون گروهی^۴ با فاصله اطمینان ۹۵٪ ارزیابی شد.

یافته‌ها

تغییرات شاخص‌های غیرمستقیم آسیب عضلانی در مراحل آزمون در جدول ۱ ارائه شده است.

قبل، یک ساعت بعد و ۴۸ ساعت بعد از فعالیت برونگرا میزان کوفتگی و درد ناشی از آسیب عضلانی فعالیت برونگرا بر اساس آزمون ۱۰۰ میلیمتری دیداری درد (Visual Analogue Scale) (صفر نشان دهنده عدم وجود کوفتگی، ۲۵ - درد خفیف، ۵۰ - درد متوسط، ۷۵-۷۵ - درد شدید و صد بدترین درد ممکن ثبت شد (۲۸). برای ثبت میزان کوفتگی و درد تجربه شده، از آزمودنی در حالی که دستپاهاش بر روی لگن قرار داشت خواسته می‌شد که با اجرای اسکات ۹۰ درجه (فلکشن و اکستنشن زانوها به صورت فعال) میزان درد و ناراحتی موجود در عضله اکستنسور زانو را با علامت روی محور آزمون ۱۰۰ میلیمتری دیداری درد مشخص کند (۵۲،۵۳). عدد گزارش شده نشان دهنده میزان کوفتگی عضلانی تجربه شده در ناحیه اکستنسور زانوی پای غالب بود. تکرار پذیری و اعتبار این ابزار در سنجش کوفتگی گزارش شده است (۵۴).

محیط ران

افزایش محیط اندام متعاقب تمرینات برونگرا به عنوان شاخصی از تورم عضله مطرح است (۵۵،۵۶). محیط ران، با استفاده از یک متر نواری حول پروگزیمال ران در وضعیت ایستاده قبل، یک ساعت بعد و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برونگرا اندازه‌گیری شد. برای اندازه‌گیری پروگزیمال، ابتدا میانه فاصله بین تروکانتر بزرگ و اپی‌کوندیل خارجی ران (۵۶،۵۷) پای غالب اندازه‌گیری و سپس محل مورد نظر با ماژیک با جوهر دائمی علامت گذاری شد تا در نوبت‌های بعدی اندازه‌گیری از همان محل انجام شود.

حداکثر گشتاور اکستنسوری ایزومتریک عضلات اکستنسور زانوی پای غالب

قبل از فعالیت، یک ساعت بعد از فعالیت جهت کاهش اثر خستگی (۵۸) و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برونگرا حداکثر گشتاور اکستنسوری زانوی پای غالب در زاویه ۹۰ درجه فلکشن زانو اندازه‌گیری شد. برای تعیین حداکثر گشتاور اکستنسوری ایزومتریک عضلات اکستنسور زانوی پای غالب، آزمودنی در حالی که زاویه هیپ ۹۰ درجه بود روی صندلی دینامومتر ایزوکینتیک نشسته و محور چرخش زانو همراستا با محور چرخش بازوی دینامومتر تنظیم

¹ Shapiro-Wilk test

² Between-subject repeated-measures ANOVA

³ Bonferroni-corrected Paired-Samples T-Test

⁴ Intraclass correlation coefficient (ICC)

جدول ۱: تغییرات شاخص های غیرمستقیم آسیب عضلانی در دو گروه فعالیت با سرعت بالا و پایین

زمان	میزان درد ادراک شده		متغیر محیط ران		میزان درد ادراک شده	
	سرعت ۶۰°/s (M±SD)	سرعت ۲۴۰°/s (M±SD)	سرعت ۶۰°/s (M±SD)	سرعت ۲۴۰°/s (M±SD)	سرعت ۶۰°/s (M±SD)	سرعت ۲۴۰°/s (M±SD)
قبل از فعالیت	.	.	۵۰/۱۰±۲/۷۵	۴۶/۹۶±۳/۷۳	۱۴۸/۹۵±۲۶/۶۴	۱۴۰/۲۵±۱۷/۶۴
یک ساعت بعد	*۳۳/۷۵±۵/۱۷	*۳۷/۵۰±۱۲/۲۴	*۵۰/۷۵±۲/۵۳	*۴۸/۰۱±۲/۸۹	۱۲۱/۷۹±۳۲/۳۰	*۱۱۶/۶۹±۲۹/۴۸
۴۸ ساعت بعد	*#۵۲/۲۵±۴/۲۰	*#۶۸/۱۲±۱۱/۶۳	*۵۱/۰۲±۲/۵۵	*#۴۸/۴۳±۳/۹	۱۲۱/۰۹±۱۸/۶۴	۱۲۰/۷۲±۱۹/۵۸

توان آزمون عامل زمان برای سه متغیر حداکثر گشتاور اکستنسوری، محیط ران، میزان درد ادراک شده به ترتیب ۰/۹۷۷، ۰/۱۰۰، ۱/۰۰۰ می باشد. توان آزمون عامل گروه برای سه متغیر حداکثر گشتاور اکستنسوری، محیط ران، میزان درد ادراک شده به ترتیب ۰/۰۷۲، ۰/۳۵۸، ۰/۶۷۲ می باشد. توان آزمون عامل اثر متقابل برای سه متغیر حداکثر گشتاور اکستنسوری، محیط ران، میزان درد ادراک شده به ترتیب ۰/۰۸۱، ۰/۵۱۵، ۰/۸۶۰ می باشد. *: تفاوت معنی دار نسبت به قبل از فعالیت برونگرا آسیبزا # تفاوت معنی دار نسبت به یک ساعت بعد از فعالیت برونگرا آسیبزا
M±SD: انحراف معیار ± میانگین

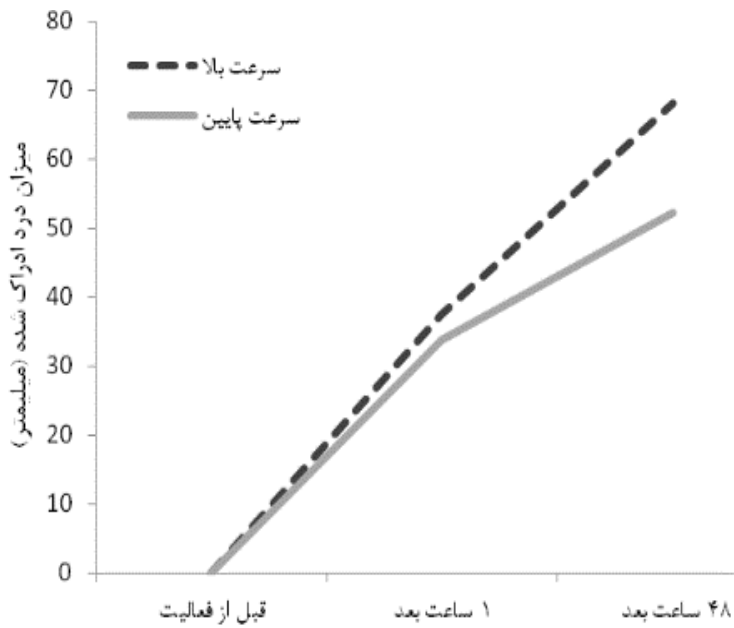
یک ساعت و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برونگرا میانگین حداکثر گشتاور اکستنسوری ایزومتریک عضلات اکستنسور زانو پای غالب در زاویه ۹۰ درجه فلکشن زانو در هر دو گروه فعالیت با سرعت بالا (p=۰/۰۳۱) و سرعت پایین (p=۰/۰۱۴) به طور معنی داری کاهش یافت. در گروه فعالیت با سرعت بالا بین یک ساعت پس از فعالیت نسبت به وضعیت قبل فعالیت اختلاف معنی دار بود. تغییرات حداکثر گشتاور اکستنسوری در زاویه ۹۰ درجه قبل، یک ساعت و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برونگرا آسیبزا تفاوت معنی داری را بین دو گروه فعالیت با سرعت بالا و پایین نشان نداد (p=۰/۶۴۵) (نمودار ۳) میانگین و انحراف معیار حداکثر اکسیژن مصرفی و اقتصاد دویدن در سه شدت ۶۰، ۷۰ و ۸۰ درصد سرعت رسیدن به حداکثر اکسیژن مصرفی در دو گروه فعالیت با سرعت بالا و پایین در جدول ۲ ارائه شده است. با توجه به جدول ۳، نتایج آزمون t مستقل برای میانگین پس آزمون حداکثر اکسیژن مصرفی و اقتصاد دویدن در مراحل ۶۰ و ۸۰ درصد $\dot{V}O_{2max}$ و آزمون یو من ویتنی برای اقتصاد دویدن در مرحله ۷۰ درصد $\dot{V}O_{2max}$ بین دو گروه فعالیت برونگرا با سرعت انقباض بالا و پایین تفاوت معنی داری نشان نداد (p>۰/۰۵). مقادیر شاخص-های تکرارپذیری نسبی متغیرهای مورد بررسی در جدول ۴ ارائه شده که نشان دهنده تکرار پذیری روش های اندازه گیری متغیرهای مورد بررسی است

شاخص های غیرمستقیم آسیب عضلانی ناشی از فعالیت برونگرا

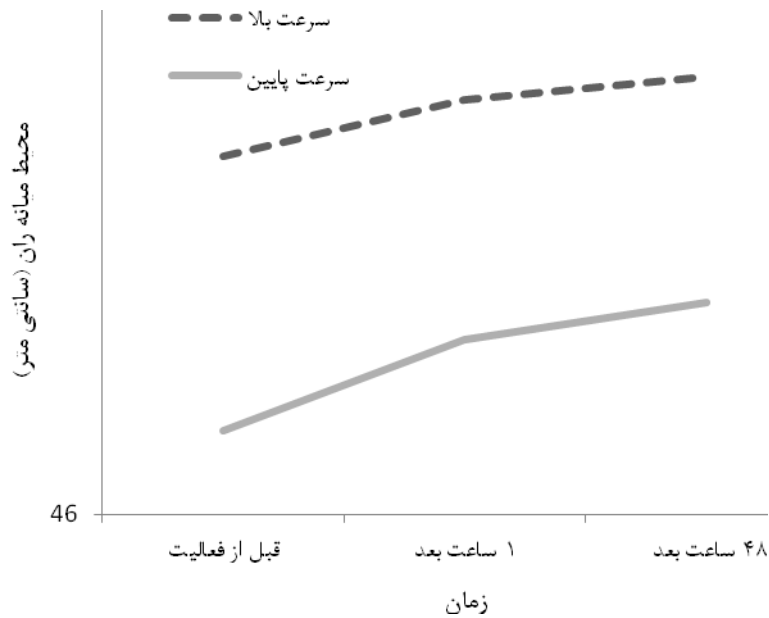
الف. میزان درد ادراک شده (آزردگی عضلانی): قبل از فعالیت برونگرا آسیب زا هیچ یک از گروه های مورد بررسی دردی را گزارش نکردند. یک ساعت و ۴۸ ساعت پس از فعالیت میانگین درد ادراک شده در هر دو گروه فعالیت با سرعت بالا (p<۰/۰۰۱) و سرعت پایین (p<۰/۰۰۱) به طور معنی داری افزایش یافت. اختلاف بین دو گروه یک ساعت پس از فعالیت معنی دار نبود (p=۰/۴۳۸). برخلاف آن ۴۸ ساعت پس از فعالیت، درد ادراک شده در گروه فعالیت با سرعت بالا در مقایسه با گروه فعالیت با سرعت پایین بیشتر بود (p=۰/۰۰۶) (نمودار ۱).

ب. محیط ران: یک ساعت و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برونگرا میانگین محیط میانه ران در هر دو گروه فعالیت با سرعت بالا (p<۰/۰۰۱) و سرعت پایین (p<۰/۰۰۱) به طور معنی داری افزایش یافت. تغییرات محیط میانه ران قبل، یک ساعت و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برونگرا آسیبزا تفاوت معنی داری را بین دو گروه فعالیت با سرعت بالا و پایین نشان نداد (p=۰/۱۰۹) (نمودار ۲).

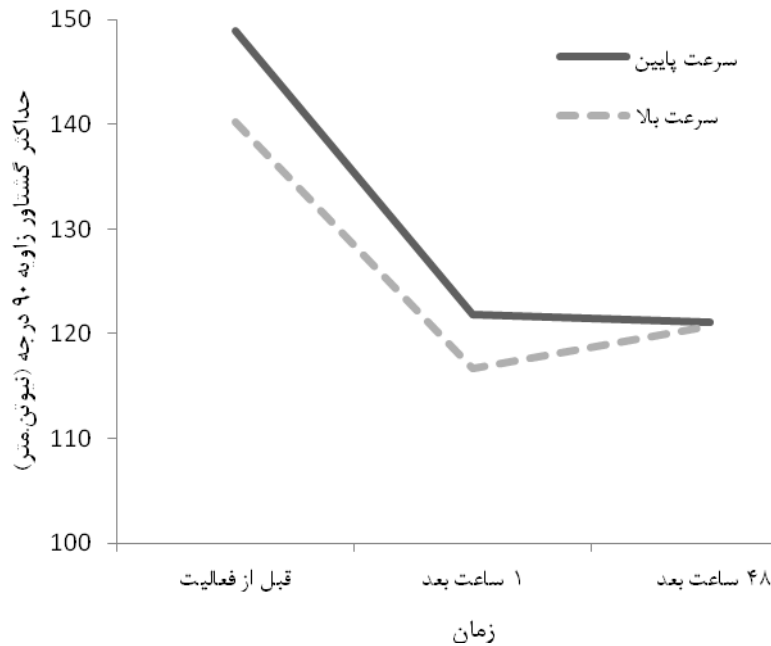
حداکثر گشتاور اکستنسوری ایزومتریک عضلات اکستنسور زانو زاویه ۹۰ درجه فلکشن زانو



نمودار ۱: مقایسه تغییرات میزان درد (آزردگی عضلانی) ادراک شده در دو گروه فعالیت برونگرا آسیب‌زا



نمودار ۲: مقایسه تغییرات محیط میانه ران پای غالب در دو گروه فعالیت برونگرا آسیب‌زا



نمودار ۳: مقایسه تغییرات حداکثر گشتاور اکستنسوری ایزومتریک زاویه ۹۰ درجه در دو گروه فعالیت برونگرا آسیب‌زا

جدول ۲: تغییرات حداکثر اکسیژن مصرفی و اقتصاد دویدن (انحراف معیار \pm میانگین) در شدت‌های مختلف دویدن آزمودنی‌ها

پیش‌آزمون	فعالیت برونگرا با سرعت پایین (۶۰ درجه بر ثانیه) (M±SD)		فعالیت برونگرا با سرعت بالا (۲۴۰ درجه بر ثانیه) (M±SD)		گروه
	۴۸ ساعت بعد	قبل از فعالیت	۴۸ ساعت بعد	قبل از فعالیت	
۱/۰۰۰	۴۹/۳۷±۶/۳	۵۱/۸۷±۱۰/۹۹	۴۹/۵±۶/۵۴	۵۱/۸۷±۸/۴	حداکثر اکسیژن مصرفی (ml/kg.mim)
۰/۲۴۴	۲۶/۵۰±۲/۶۷*	۲۸/۱۲±۳/۳۱	۲۸/۱۲±۳/۷۲*	۳۰/۷۵±۵/۱۱	اکسیژن مصرفی نسبی (۶۰ درصد vVO _{2max})
۰/۳۲۱	۵۴/۳۲±۷/۹	۵۵/۵۱±۸/۵۸	۵۶/۹۷±۴/۲	۵۹/۷±۷/۶۹	درصد اکسیژن مصرفی نسبی (۶۰ درصد vVO _{2max})
۰/۵۲۵†	۳۲/۱۲±۴/۰۱*†	۳۳/۵۰±۴/۲۰	۳۳/۳۷±۳/۶۶*	۳۵/۲۵±۴/۷۱	اکسیژن مصرفی نسبی (۷۰ درصد vVO _{2max})
۰/۵۶۸	۶۵/۶۴±۸/۸۲	۶۶/۰۶±۹/۹۷	۶۷/۷۶±۴/۶۳	۶۸/۵۱±۶/۳۷	درصد اکسیژن مصرفی نسبی (۷۰ درصد vVO _{2max})
۰/۵۹۷†	۳۶/۲۵±۳/۰۵	۳۷/۶۲±۴/۷۴	۳۷/۵±۳/۴۲	۳۹±۴/۸	اکسیژن مصرفی نسبی (۸۰ درصد vVO _{2max})
۰/۷۰۴	۷۴/۰۲±۷/۰۷	۷۴/۱۴±۱۰/۴۹	۷۶/۲۶±۵/۱۳	۷۵/۸۶±۶/۸۳	درصد اکسیژن مصرفی نسبی (۸۰ درصد vVO _{2max})

اکسیژن مصرفی نسبی: میزان اکسیژن مصرفی در مراحل زیربیشینه بر اساس میلی‌لیتر بر کیلوگرم در دقیقه
 درصد اکسیژن مصرفی: میزان اکسیژن مصرفی بر اساس درصدی از حداکثر اکسیژن مصرفی (قبل و بعد فعالیت) هر فرد
 *: تفاوت معنی‌دار نسبت به حالت قبل از فعالیت در هر گروه ($p < 0.05$): †: آزمون ویلکاکسون M±SD: انحراف معیار \pm میانگین

جدول ۳: نتایج آزمون t مستقل و من ویتنی (پس آزمون) حداکثر اکسیژن مصرفی و اقتصاد دویدن در دو گروه

متغیر	سرعت بالا	سرعت پایین	گروه	
			t - مقدار	p - مقدار
حداکثر اکسیژن مصرفی VO ₂ max	۴۹/۵±۶/۵۴	۴۹/۳۷±۶/۳۰	۰/۰۳۹	۰/۹۷۰
اکسیژن مصرفی نسبی مرحله ۶۰ درصد vVO ₂ max	۲۸/۱۲±۳/۷۲	۲۶/۵۰±۲/۶۷	۱/۰۰۳	۰/۳۳۳
اکسیژن مصرفی نسبی مرحله ۸۰ درصد vVO ₂ max	۳۷/۵±۳/۴۲	۳۶/۲۵±۳/۰۵	۰/۷۷۰	۰/۴۵۴
اکسیژن مصرفی نسبی مرحله ۷۰ درصد vVO ₂ max	۳۳/۳۷±۳/۶۶	۳۲/۱۲±۴/۰۱	۰/۰۶۳۵*	۰/۵۲۶

*: مقدار Z آزمون من ویتنی

جدول ۴: تکرار پذیری بین جلسه ای شاخص های غیرمستقیم آسیب عضلانی، حداکثر اکسیژن مصرفی و اقتصاد دویدن

متغیر	ICC	95% Confidence interval (CI)	p - مقدار
میزان درد ادراک شده	۰/۵۸	-۰/۰-۱۸/۸۵	۰/۰۴۹
محیط میانه ران	۰/۹۹	۰/۰-۹۹۲/۹۹۹	۰/۰۰۰
حداکثر گشتاور ایزومتریک اکستنسوری زانوی پای غالب (زاویه ۹۰ درجه)	۰/۷۴	۰/۰-۴۰/۹۰	۰/۰۰۱
حداکثر اکسیژن مصرفی (VO ₂ max)	۰/۸۲	۰/۰-۴۹/۹۳	۰/۰۰۱
اکسیژن مصرفی نسبی (60% vVO ₂ max)	۰/۹۲	۰/۰-۸۷/۹۷	۰/۰۰۰
اکسیژن مصرفی نسبی (70% vVO ₂ max)	۰/۹۵	۰/۰-۸۷/۹۸	۰/۰۰۰
اکسیژن مصرفی نسبی (80% vVO ₂ max)	۰/۸۹	۰/۰-۶۹/۹۶	۰/۰۰۰

vVO₂max: سرعت رسیدن به حداکثر اکسیژن مصرفی، ICC: ضریب همبستگی درون گروهی، CI: فاصله اطمینان

بحث و نتیجه گیری

هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر سرعت انقباض (۲۴۰ و ۶۰ درجه بر ثانیه) فعالیت برونگرا آسیب‌زا عضله اکستنسوری زانوی پای غالب بر اقتصاد دویدن (اکسیژن مصرفی) حالت یکنواخت زیربیشینه) بود. برای بررسی ایجاد آسیب عضلانی در عضله اکستنسور زانو پای غالب، از شاخص های میزان درد ادراک شده، محیط میانه ران و حداکثر گشتاور اکستنسوری ایزومتریک در زاویه ۹۰ درجه فلکشن زانو استفاده گردید. نتایج نشان داد متعاقب فعالیت برونگرا در دو گروه فعالیت با سرعت بالا و پایین، حداکثر گشتاور اکستنسوری ایزومتریک زانوی پای غالب در زاویه ۹۰ درجه فلکشن زانو کاهش و محیط میانه ران و میزان درد ادراک شده افزایش داشت، که نشان دهنده ایجاد آسیب عضلانی در هر دو گروه بود. در گروه فعالیت با سرعت بالا میزان درد ادراک شده ۴۸ ساعت پس از فعالیت برونگرا آسیب‌زا به طور معنی داری بیشتر از گروه فعالیت با سرعت پایین بود. این درد می‌تواند به علت

پارگی های میکروسکوپی در مولفه های بافت همبندی و حساس نمودن گیرنده های درد و در نتیجه افزایش حس درد باشد (۶۱). محیط میانه ران در گروه فعالیت با سرعت بالا ۴۸ ساعت پس از فعالیت نسبت به یک ساعت پس از فعالیت به طور معنی داری افزایش داشت. برخلاف آن تغییرات محیط میانه ران در گروه فعالیت با سرعت پایین در این بازه زمانی معنی دار نبود. افزایش محیط ران متعاقب فعالیت برونگرا در نتیجه التهاب عضلانی می باشد (۴). با این وجود تفاوت بین دو گروه در افزایش محیط میانه ران پس از فعالیت برونگرا معنی دار نبود. حداکثر گشتاور ایزومتریک اکستنسوری زانوی پای غالب در زاویه ۹۰ درجه فلکشن زانو در هر دو گروه یک ساعت پس از فعالیت کاهش و ۴۸ ساعت پس از فعالیت نسبت به سطح اولیه پایین تر بود. تفاوت بین دو گروه در کاهش حداکثر گشتاور اکستنسوری ایزومتریک زانوی پای غالب، پس از فعالیت برونگرا آسیب‌زا معنی دار نبود. کاهش گشتاور پس از فعالیت برونگرا شدید می‌تواند ناشی از افزایش تجمع

(۲۶-۲۲) و برخی نشان‌دهنده کاهش اقتصاد دویدن متعاقب فعالیت آسیب‌زا می‌باشند (۳۲-۲۷، ۵). در تحقیق حاضر زمانی که اقتصاد دویدن به عنوان درصدی از حداکثر اکسیژن مصرفی نسبی در پیش و پس‌آزمون بررسی شد، نتایج حاکی از عدم تاثیر فعالیت برونگرا آسیب‌زا بر اقتصاد دویدن بود که با تحقیق Satkunskiene و همکاران (۲۲)، Vassilis و همکاران (۲۳)، Bosio و Marcora (۲۵)، Paschalis و همکاران (۲۶) و Scott و همکاران (۲۴) همسو می‌باشد. برخلاف آن با سایر تحقیقات انجام شده مبنی بر کاهش اقتصاد دویدن متعاقب فعالیت آسیب‌زا (۲۷-۳۲، ۵) ناهمسو بود. در تحقیق حاضر جهت ایجاد آسیب عضلانی از دستگاه ایزوکینتیک استفاده شده بود در حالی که در تحقیقات ناهمسو، از تمرین دویدن در شیب منفی (۳۲-۲۸) و یا اسکات (۵،۲۷) جهت ایجاد آسیب عضلانی استفاده شده بوده است و چون الگوهای فراخوانی عضلات در این دو روش تمرینی متفاوت می‌باشد می‌توان یکی از دلایل ناهمسو بودن تغییرات اقتصاد دویدن متعاقب فعالیت برونگرا ایزوکینتیک با مطالعات انجام شده را ناشی از پروتکل ایجاد آسیب عضلانی و مدت فعالیت دانست. همچنین فلکشن زانو به صورت برونگرا با دستگاه ایزوکینتیک عمدتاً منجر به آسیب در عضله کوادری سپس می‌شود و اثر کم یا اثری بر عضلات درگیر در دویدن مانند بای سپس فموریس و به طور عمده گاستروسولئوس و سولئوس ندارد (۳۱،۶۶). بر خلاف آن دویدن در شیب منفی تمامی عضلات ذکر شده را تحت تاثیر قرار داده و انتظار می‌رود که اثر بیشتری بر اقتصاد دویدن داشته باشد (۲۳).

زمانی که اکسیژن مصرفی زیر بیشینه نسبی بدون در نظر گرفتن حداکثر اکسیژن مصرفی در مراحل قبل و بعد تمرین برونگرا آسیب‌زا مقایسه شد، نتایج نشان‌دهنده کاهش معنی‌دار اکسیژن مصرفی پس از فعالیت در شدت‌های ۶۰ و ۷۰ درصد سرعت رسیدن به حداکثر اکسیژن مصرفی در هر دو گروه فعالیت بود. در شدت ۸۰ درصد سرعت رسیدن به حداکثر اکسیژن مصرفی نیز میزان اکسیژن مصرفی پس از فعالیت در هر دو گروه کاهش یافته بود اما این کاهش به لحاظ آماری معنی‌دار نبود. علیرغم پایین‌تر بودن مقادیر اکسیژن مصرفی پس از آسیب در مراحل زیربیشینه نمی‌توان با اطمینان گفت

متابولیت‌ها (اسید لاکتیک، فسفات غیرارگانیک) باشد که خود منجر به کاهش تحریک‌پذیری فیبر عضلانی (۶۲) و نیروی انقباضی عضله می‌شود (۵۹). براساس تئوری سازگاری درد نیز، درد باعث تعدیل نیروی عضله می‌شود و مکانیسمی جهت محافظت از بافت آسیب‌دیده از آسیب بیشتر است (۶۳). در زمینه اقتصاد دویدن (اکسیژن مصرفی حالت یکنواخت زیربیشینه)، مطالعه حاضر نخستین تحقیقی است که در زمینه تاثیر سرعت انقباض فعالیت برونگرا آسیب‌زا اکستنسور زانوی پای غالب بر اقتصاد دویدن انجام گرفته است. نتایج این تحقیق نشان داد که اقتصاد دویدن (اکسیژن مصرفی حالت یکنواخت فعالیت زیر بیشینه) متعاقب فعالیت برونگرا آسیب‌زا اکستنسور زانوی پای غالب تحت تاثیر سرعت انقباض فعالیت برونگرا قرار نمی‌گیرد و بین دو گروه تفاوت معنی‌داری در اکسیژن مصرفی مطلق و نسبی حالت یکنواخت فعالیت زیربیشینه در شدت‌های مختلف دویدن مشاهده نشد. یکی از دلایل عدم تاثیر سرعت انقباض بر شاخص‌های غیرمستقیم میزان آسیب عضله و اقتصاد دویدن می‌تواند مربوط به نوع عضله و سطح آمادگی آزمودنی‌های تحقیق حاضر باشد، چرا که علائم مربوط به آسیب عضلانی ناشی از تمرین ورزشی به سابقه تمرینی بستگی دارد و پاسخ‌های شدیدتر در گروه‌های عضلانی که کمتر فعال می‌باشند نسبت به گروه‌های عضلانی که به طور منظم تمرین می‌کنند گزارش شده است (۵۷،۶۴) و در بین عضلات اسکلتی، عضله چهارسرانی تقریباً در همه فعالیت‌های فیزیکی مانند دویدن، راه رفتن و شوت کردن درگیر است (۶۵).

با مقایسه میزان درصد اکسیژن مصرفی نسبی (اکسیژن مصرفی نسبی مراحل زیربیشینه به حداکثر اکسیژن مصرفی) پس از فعالیت برونگرا نسبت به حالت قبل از فعالیت در شدت‌های مختلف مشاهده شد که درصد اکسیژن مصرفی نسبی در هر دو گروه علیرغم ایجاد کوفتگی عضلانی و کاهش گشتاور، تحت تاثیر فعالیت برونگرا آسیب‌زا قرار نگرفته بوده است. نتایج تحقیقات در زمینه اقتصاد دویدن متعاقب تمرین برونگرایی که منجر به آسیب عضله می‌شود به علت استفاده از پروتکل‌های متفاوت ایجاد آسیب و روش‌های ارزیابی اقتصاد دویدن متناقض است و نتایج برخی از تحقیقات حاکی از عدم تاثیر آسیب عضلانی ناشی از تمرین بر اقتصاد دویدن

کاهش نشان دهنده اختلال در توانایی عضله آسیب دیده جهت استخراج اکسیژن جریان خون در طی فعالیت ورزشی می باشد (۷۰). که این موارد احتمالا در کاهش اکسیژن مصرفی در مراحل زیر بیشینه نقش داشته باشند. در مجموع یافته‌های تحقیق حاضر نشان داد که با مشابه بودن مدت تحت تنش قرار گرفتن عضله اکستنسور زانوی پای غالب، سرعت انقباض (تفاوت ۴ برابری) فعالیت برونگرا آسیب‌زا علیرغم ایجاد آسیب عضلانی، نمی تواند عامل تعیین‌کننده ای در تغییرات اقتصاد دویدن تا ۴۸ ساعت پس از فعالیت آسیب‌زا در دختران جوان تمرین‌کرده باشد. لذا به نظر می رسد انجام ورزش و فعالیت بدنی منظم سازگاری سیستم عصبی-عضلانی را افزایش و به کاهش اختلال عملکرد، کمک خواهد کرد. در مورد اثر تفاوت بیشتر در سرعت انقباض فعالیت برونگرا آسیب‌زا و یا در سایر عضلات اندام تحتانی و به طور همزمان بر روی دو اندام بر متغیرهای مورد بررسی به تحقیقات بیشتری نیاز است. همچنین در این تحقیق ثبت داده‌های الکترومیوگرافی از عضله اکستنسوری زانوی پای غالب و عضلات اندام تحتانی قبل و پس از آسیب می‌توانست محققین را به نتایج دقیق‌تری رهنمون سازد که پیشنهاد می شود مطالعه مشابه‌ای با استفاده از الکترومیوگرافی برای بررسی فعالیت عضلات انجام گیرد.

سپاسگزاری

این مقاله منتج از رساله دکتری می‌باشد که بدینوسیله از کلیه کسانی که در انجام این تحقیق به ما یاری رساندند تقدیر و تشکر می‌گردد.

منابع

- Hedayatpour N, Falla D. Physiological and neural adaptations to eccentric exercise mechanisms and considerations for training. *Biomed Res Int* 2015; Article ID 193741.
- Goldspink G. Changes in muscle mass and phenotype and the expression of autocrine and systemic growth factors by muscle in response to stretch and overload. *J Anat* 1999; 194(Pt. 3): 323-34.

که این مساله می تواند ناشی از بهبود اقتصاد دویدن باشد چرا که حداکثر ظرفیت هوازی ($\dot{V}O_{2max}$) نیز متعاقب فعالیت برونگرا آسیب‌زا در هر دو گروه کاهش یافته بوده است، هر چند این کاهش از لحاظ آماری معنی دار نبود. کاهش اکسیژن مصرفی متعاقب فعالیت آسیب‌زا با تحقیقات انجام شده مبنی بر بی اثر بودن یا کاهش اقتصاد دویدن متعاقب تمرین آسیب‌زا ناهمسو می‌باشد. کاهش اکسیژن مصرفی متعاقب تمرین آسیب‌زا در تحقیق Satkunskienė و همکاران (۲۲)، Vassilis و همکاران (۲۳) و Marcora و Bosio (۲۵) نیز مشاهده شده بوده است، هر چند این کاهش از لحاظ آماری معنی دار نبوده است. یکی از دلایل ناهمسو بودن نتایج این تحقیق مبنی بر کاهش اکسیژن مصرفی زیر بیشینه پس از آسیب عضلانی با سایر تحقیقات انجام شده می تواند ناشی از عضلات درگیر در فعالیت آسیب‌زا باشد چرا که در تحقیق حاضر فعالیت برونگرا به طور خاص بر روی عضله کوادری سپس پای غالب انجام شده بود در حالی که در سایر تحقیقات ذکر شده هر دو اندام تحتانی در فعالیت درگیر بوده و ممکن است افزایش اکسیژن مصرفی و کاهش اقتصاد دویدن به علت میزان آسیب بیشتر و مدت زمان بیشتر فعالیت برونگرا بوده باشد. همچنین کاهش معنی دار اکسیژن مصرفی نسبی در شدت های ۶۰ و ۷۰ درصد $\dot{V}O_{2max}$ پس از فعالیت آسیب‌زا مورد استفاده در این تحقیق می تواند به علت فراخوانی نوع تارها باشد، چرا که نشان داده شده است که پس از فعالیت برونگرا واحدهای حرکتی کند انقباض مسئول تولید درصد بالاتری از نیرو در مقایسه با قبل فعالیت می باشند (۶۷) و از آنجایی که فعالیت عضلانی زیربیشینه عمدتاً به تارهای نوع I وابسته است (۶۸)، این احتمال وجود دارد که تارهای نوع I که ممکن است به اندازه تارهای نوع II در این نوع فعالیت برونگرا آسیب ندیده باشند الگوهای فراخوانی طبیعی و عملکرد متابولیکی‌شان را در طی دویدن زیربیشینه حفظ کرده باشند (۲۶). از طرفی فعالیت برونگرایی که منجر به آسیب فیبر عضله می شود می تواند منجر به مهار یا تاخیر پاسخ های عصبی-عضلانی در محل آسیب دیده (۲۳،۴۰) و در نتیجه کاهش منطقه ای فعالیت عضلانی شود (۶۹). علاوه بر آن نشان داده شده است که کینتیک هموگلوبین نیز متعاقب فعالیت برونگرا آسیب‌زا کاهش می‌یابد که این

3. Byrne C, Twist C, Eston R. Neuromuscular function after exercise-induced muscle damage: theoretical and applied implications. *Sports Med* 2004; 34(1): 49-69.
4. Hedayatpour N, Falla D. Delayed onset of vastii muscle activity in response to rapid postural perturbations following eccentric exercise: a mechanism that underpins knee pain after eccentric exercise? *Br J Sports Med* 2014; 48(6): 429-34.
5. Burt D, Lamb K, Nicholas C, Twist C. Effects of muscle-damaging exercise on physiological, metabolic, and perceptual responses during two modes of endurance exercise. *J Exerc Sci Fit* 2012; 10(2): 70-77.
6. Lucia A, Esteve-Lanao J, Oliván J, Gomez-Gallego F, et al. Physiological characteristics of the best Eritrean runners – exceptional running economy. *Appl Physiol Nutr Metab* 2006; 31(5): 530-40.
7. Saunders PHU, Pyne DB, Telford RD, Hawley JA. Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Med* 2004; 34(7): 465-85.
8. Thomas DQ, Fernhall B, Granat H. Changes in running economy during a 5-km run in trainedmen and women runners. *J Strength Cond Res* 1999; 13(2): 162-7.
9. Calbet JA, Chavarren J, Dorado D. Running economy and delayed onset of muscle soreness. *J Sports Med Phys* 2001; 41(1): 18-26.
10. Anderson T. Biomechanics and running economy. *Sports Med* 1996; 22(2): 76- 89.
11. Paavolainen L, Hakkinen K, Hamalainen I, Nummela A, et al. Explosive-strength training improves 5-km running time by improving running economy and muscle power, *J Appl Physiol* 1999; 86(5): 1527-33.
12. Allen DG, Whitehead NP, Yeung EW. Mechanisms of stretchinduced muscle damage in normal and dystrophic muscle: role of ionic changes. *J Physiol* 2005; 567(3): 723-35.
13. Proske U, Allen TJ. Damage to skeletal muscle from eccentric exercise. *Exerc Sport Sci Rev* 2005; 33(2): 98-104.
14. Warren GL, Ingalls CP, Lowe DA, Armstrong RB. Excitation-contraction uncoupling: major role in contraction-induced muscle injury. *Exe Sport Sci Rev* 2001; 29(2): 82-7.
15. Gregory JE, Morgan DL, Allen TJ, Proske U. The shift in muscle's length-tension relation after exercise attributed to increased series compliance. *Eur J Appl Physiol* 2007; 99(4): 431-41.
16. Prasartwuth O, Taylor JL, Gandevia SC. Maximal force, voluntary activation and muscle soreness after eccentric damage to human elbow flexor muscles. *J Physiol* 2005; 15 (567): 337-48.
17. Barker T, Henriksen VT, Martins TB, Kjeldsberg CR, et al. Fluctuations in the skeletal muscle power-velocity relationship and interferon-after a muscle-damaging event in humans. *Extrem Physiol Med* 2012; 1(1): 6.
18. Power GA, Dalton BH, Rice CL, Vandervoort AA. Delayed recovery of velocity-dependent power loss following eccentric actions of the ankle dorsiflexors. *J Appl Physiol* 2010; 109(3): 669-76.
19. Turner TS, Tucker KJ, Rogasch NC, Semmler JG. Impaired neuromuscular function during isometric, shortening, and lengthening contractions after exercise-induced damage to elbow flexor muscles. *J Appl Physiol* 2008; 105(2): 502-9.
20. Semmler JG, Tucker KJ, Allen TJ, Proske U. Eccentric exercise increases EMG amplitude and force fluctuations during submaximal contractions of elbow flexor muscles. *J Appl Physiol* 2007; 103(3): 979-89.
21. Plattner K, Baumeister J, Lamberts RP, Lambert MI. Dissociation in changes in EMG activation during maximal isometric and sub-maximal low force dynamic contractions after exercise-induced muscle damage. *J Electromyogr Kinesiol* 2011; 21(3): 542-50.
22. Satkunskienė D, Stasiulis A, Zaičėnkoviėnė K, Sakalauskaitė R, et al. Effect of Muscle-Damaging Eccentric Exercise on Running Kinematics and Economy for Running at Different Intensities. *J Strength Cond Res* 2015; 29(9): 2404-11.

23. Vassilis P, Vassilios B, Vassilis M, Athanasios JZ, et al. Isokinetic eccentric exercise of quadriceps femoris does not affect running economy. *J Strength Cond Res* 2008; 22(4): 1222-7.
24. Scott KE, Rozenek R, Russo AC, Crussemeyer JA, et al. Effects of delayed onset muscle soreness on selected physiological responses to sub-maximal running. *J Strength Cond Res* 2003; 17(4): 652-58.
25. Marcora SM, Bosio A. Effect of exercise-induced muscle damage on endurance running performance in humans. *Scand J Med Sci Sports* 2007; 17(6): 662-71.
26. Paschalis V, Koutedakis Y, Baltzopoulos V, Mougios V, et al. The effects of muscle damage on running economy in healthy males. *Int J Sports Med* 2005; 26(10): 827-31.
27. Burt D, Lamb K, Nicholas C, Twist C. Effects of repeated bouts of squatting exercise on sub-maximal endurance running performance. *Eur J Appl Physiol* 2013; 113(2): 285-93.
28. Burnett D, Smith K, Smeltzer C, Young K, et al. Perceived Muscle Soreness in Recreational Female runner. *Int J Exe Sci* 2010; 3(3): 108-16.
29. Chen TC, Nosaka K, Lin MJ, Chen HL, et al. Changes in running economy at different intensities following downhill running. *J Sports Sci* 2009; 27(11): 1137-44.
30. Chen TC, Nosaka K, Wu CC. Effects of a 30-min running performed daily after downhill running on recovery of muscle function and running economy. *J Sci Med Sport* 2008; 11(3): 271-9.
31. Chen TC, Nosaka K, Tu JH. Changes in running economy following downhill running. *J Sport Sci* 2007; 25(1): 55-63.
32. Braun WA, Dutto DJ. The effects of a single bout of downhill running and ensuing delayed onset of muscle soreness on running economy performed 48 h later. *Eur J Appl Physiol* 2003; 90(1): 29-34.
33. Morgan DL, Allen DG. Early events in stretch-induced muscle damage. *J Appl Physiol* 1999; (87) 2007-15.
34. Lieber RL, Friden J. Muscle damage is not a function of muscle force but active muscle strain. *J Appl Physiol* 1993; 74(2): 520-26.
35. Felici F, Colace L, Sbriccoli P. Surface EMG modifications after eccentric exercise. *J Electromyogr Kinesiol* 1997; 7(3): 193-202.
36. MacPherson PC, Schork MA, Faulkner JA. Contraction induced injury to single fiber segments from fast and slow muscles of rats by single stretches. *Am J Physiol Cell Physiol* 1996; 271(5 Pt 1): C1438-46.
37. Nosaka K, Newton M. Differences in the magnitude of damage between maximal and submaximal eccentric loading. *J Strength Cond Res* 2002; 16(2): 202-8.
38. Nosaka K, Newton M, Sacco P. Delayed-onset muscles soreness does not reflect the magnitude of eccentric exercise-induced muscle damage. *Scand J Med Sci Sports* 2002; 12(6): 337-46.
39. Chapman DW, Newton MJ, McGuigan MR, Nosaka K. Effect of slow-velocity lengthening contractions on muscle damage induced by fast-velocity lengthening contractions. *J Strength Cond Res* 2011; 25(1): 211-9.
40. Hedayatpour N, Falla D, Arendt-Nielsen, Farina D. Sensory and electromyographic mapping during delayed-onset muscle soreness. *Med Sci Sports Exerc* 2008; 40(2): 326-34.
41. Wyse JP, Mercer TH, Gleeson NP. Time-of-day dependence of isokinetic leg strength and associated interday variability. *Br J Sports Med* 1994; 28(3): 167-70.
42. Beltrami FG, Froyd Ch, Mauer AR, Metcalfe AJ, Marino F, Noakes TD. Conventional testing methods produce submaximal values of maximum oxygen consumption. *Br J Sports Med* 2012; 46(1): 23-9.
43. Sundby OH, Gorelick ML. Relationship between functional hamstring: quadriceps ratios and running economy in highly trained and recreational female runners. *J Strength Cond Res* 2014; 28(8): 2214-27.
44. Ziogas GG, Patras KN, Stergiou N, Georgoulis AD. Velocity at lactate threshold and running

- economy must also be considered along with maximal oxygen uptake when testing elite soccer players during preseason. *J Strength Cond Res* 2011; 25(2): 414-9.
45. Harrison KP, Moran M, Hokanson JF, Hendrick JL. Effect of Menstrual Cycle on Perceived Exertion and Running Economy during Treadmill Running. *Med Sci Sports Exerc* 2010; 45(3): 342.
46. Hanson, NJ, Berg K, Deka P, Meendering JR, et al. Oxygen cost of running barefoot vs. running shod. *Int J Sports Med* 2011; 32(6): 401-6.
47. Di Michele R. Relationships between running economy and mechanics in middle-distance runners [Thesis]. Alma Mater: Studiorum Univ. di Bologna; 2008.
48. Trehearn TL, Buresh RJ. Sit-and-reach flexibility and running economy of men and women collegiate distance runners. *J Strength Cond Res* 2009; 23(1): 158-62.
49. Shaw AJ, Ingham SA, Atkinson G, Folland JP. The Correlation between Running Economy and Maximal Oxygen Uptake: Cross-Sectional and longitudinal Relationships in Highly Trained Distance Runners, *PLoS ONE* 2015; 10(4): e0123101.
50. Santos-Concejero J, Granados C, Irazusta J, Bidaurrezaga-Letona I, et al. Differences in ground contact time explain the less efficient running economy in north african runners. *Biol Sport* 2013; 30(3): 181-7.
51. Jones AM, Doust JH. A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of running. *J Sport Sci* 1996; 14(4), 321-327.
52. Torres R, Vasques J, Duarte JA, Cabri JM. Knee proprioception after exercise-induced muscle damage. *Int J Sports Med* 2010; 31(6):410-5.
53. Twist C, Eston R. The effects of exercise-induced muscle damage on maximal intensity intermittent exercise performance. *Eur J Appl Physiol* 2005; 94(5-6): 652-8.
54. Bijur PE, Silver W, Gallagher EJ. Reliability of the visual analog scale for measurement of acute pain. *Acad Emerg Med* 2001; 8(12): 1153-7.
55. Hedayatpour N, Falla D, Arendt-Nielsen L, Farina D. Effect of delayed onset muscle soreness on muscle recovery after a fatiguing isometric contraction. *Scand Med Sci Sports* 2010; 20(1): 145-53.
56. Goodall S, Howatson G. The effects of multiple cold water immersions on indices of muscle damage. *J Sports Sci Med* 2008; 7(2): 235-41.
57. Chen TC, Lin KY, Chen HL, Lin MJ, et al. Comparison in eccentric exercise-induced muscle damage among four limb muscles. *Eur J Appl Physiol* 2011; 111(2): 211-23.
58. Hicks KM, Onambélé GL, Winwood K, Morse CI. Muscle damage following maximal eccentric knee extensions in males and females. *PLoS ONE* 2016; 11(3): e0150848.
59. Hedayatpour N, Arendt-Nielsen L, Falla D. Facilitation of quadriceps activation is impaired following eccentric exercise. *Scand J Med Sci Sports* 2014; 24(2): 355-62.
60. Rezaei M, Ebrahimi-Takamjani I, Jamshidi AA, Vas-saghi-Gharamaleki B, et al. Effect of eccentric exercise-induced muscle damage on electromyographic activity of quadriceps in untrained healthy females. *Med J Islam Repub Iran* 2014; 28(1): 154.
61. Proske U, Morgan DL. Muscle damage from eccentric exercise: Mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *J Physiol* 2001; 537 (Pt 2):: 333-345.
62. Hedayatpour N, Falla D, Arendt-Nielsen L, Vilacha C, et al. Motor unit conduction velocity during sustained contraction after eccentric exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41(10): 1927-33.
63. Lund JP, Donga R, Widmer CG, Stohler CS. The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Can J Physiol Pharmacol* 1991; 69 (5): 683-94.

64. Jamurtas AZ, Theocharis V, Tofas T, Tsiokanos A, et al. Comparison between leg and arm eccentric exercises of the same relative intensity on indices of muscle damage. *Eur J Appl Physiol* 2005; 95(2-3):179-85.
65. Razeghi M, Nouri H. Comparison of the effects of massage and cryotherapy on the knee extensor muscles fatigue and isokinetic parameters in soccer players. *JRSR* 2015; 2(1): 1-7.
66. Dutto DJ, Braun WA. DOMS-associated changes in ankle and knee joint dynamics during running. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36: 560-66.
67. Hight RE, Beck TW, Bemben DA, Black CD. Adaptations in antagonist co-activation: Role in the repeated-bout effect. *PLoS One* 2017; 12(12): e0189323.
68. Kraus WE, Torgan CE, Taylor DA. Skeletal muscle adaptation to chronic low-frequency motor nerve stimulation. *Exerc Sport Sci Rev* 1994; 22(1): 313-60.
69. Hedayatpour N, Falla D. Non-uniform muscle adaptations to eccentric exercise and the implications for training and sport. *J Electromyogr Kinesiol* 2012; 22(3): 329-33.
70. Ahmadi S, Sinclair PJ, Foroughi N, Davis GM. Monitoring muscle oxygenation after eccentric exercise-induced muscle damage using near-infrared spectroscopy. *Appl Physiol Nutr Metab* 2008; 33(4): 743-52.