

## تاثیر فعالیت برون‌گرای حاد آسیب‌زا با سرعت انقباض بالای عضله بازکننده زانوی پای برتر بر شاخص‌های آسیب عضلانی و کنترل قامت دختران جوان تمرین‌کرده

فرزانه موثقی<sup>۱\*</sup>، حیدر صادقی<sup>۲</sup>، سبحان سبحانی<sup>۳</sup>، جواد نعمتی<sup>۴</sup>

۱. دکترای بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

۲. استناد تمام دانشکده علوم ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

۳. استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران.

۴. استادیار گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران.

### چکیده

**زمینه و هدف:** انقباض برون‌گرا از لحاظ مکانیکی کارآیی‌اش بیشتر بوده، اما استراتژی فعال سازی منحصر به فردی را به کار می‌گیرد که عضله را مستعد آسیب می‌کند. کنترل قامت در بسیاری از فعالیت‌های ورزشی و روزمره ضروری می‌باشد. هدف از مطالعه حاضر، بررسی تاثیر فعالیت برون‌گرای حاد آسیب‌زا با سرعت انقباض بالای عضله بازکننده زانوی پای برتر بر شاخص‌های آسیب عضلانی و کنترل قامت در دختران جوان تمرین‌کرده بود. **روش تحقیق:** ۱۰ دختر جوان ( $21/9 \pm 1/66$  سال) تمرین‌کرده به‌طور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. جهت ایجاد آسیب عضلانی، آزمودنی‌ها ۳۰۰ انقباض برون‌گرا با شدت ۱۵۰ درصد حداکثر گشتاور هم‌طول و سرعت ۲۴۰ درجه/ثانیه را بر روی عضلات بازکننده زانوی پای برتر انجام دادند. شاخص‌های آسیب عضلانی (حداکثر گشتاور هم‌طول، میزان درد، محیط ران)، کنترل قامت (مسافت و سرعت حرکت مرکز فشار در دو محور) قبل، یک و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برون‌گرای اندازه‌گیری شدند. تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از نرم افزار SPSS ۱۶ و آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر و آزمون تعقیبی بونفرونی، انجام گردید و سطح معنی داری  $p < 0/05$  در نظر گرفته شد. **یافته‌ها:** تمامی شاخص‌های آسیب عضلانی مورد مطالعه، متعاقب فعالیت برون‌گرای به‌طور معنی‌داری تغییر یافت ( $p < 0/05$ ) که نشان دهنده ایجاد آسیب عضلانی است. بر خلاف آن، تفاوت معنی‌داری بین مسافت و سرعت حرکت مرکز فشار در دو محور، قبل، یک و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برون‌گرای مشاهده نشد ( $p > 0/05$ ). **نتیجه‌گیری:** در مجموع نتایج تحقیق حاضر نشان داد که فعالیت برون‌گرای آسیب‌زا با سرعت بالا که به‌طور خاص بر روی عضله بازکننده زانو انجام شود، کنترل قامت دختران جوان تمرین‌کرده در ایستادن تک پا را تحت تاثیر قرار نمی‌دهد.

**واژه‌های کلیدی:** فعالیت برون‌گرای آسیب‌زا، سرعت انقباض بالا، شاخص‌های آسیب عضله، کنترل قامت، دختران جوان.

\* نویسنده مسئول. آدرس: تهران، دانشگاه خوارزمی، دانشکده علوم ورزشی؛

## مقدمه

نتیجه درد یا آسیب می‌تواند منجر به کاهش کنترل بدن و افزایش خطر بروز آسیب شود. اطلاعات آورانی از مسیرهای بینایی، حس‌های پیکری<sup>۱۴</sup> و دهلیزی، نقش اساسی در حفظ کنترل قامت در ایستادن روی یک پا دارند (ماتسودا<sup>۱۵</sup> و دیگران، ۲۰۱۰) و به نظر می‌رسد اختلال مشاهده شده در حس عمقی متعاقب فعالیت برون‌گرای آسیب‌زا (ویلاچا<sup>۱۶</sup> و دیگران، ۲۰۱۱؛ سرینکن<sup>۱۷</sup> و دیگران، ۲۰۱۳) بتواند بر کنترل قامت تأثیرگذار باشد. با وجود اهمیت کنترل قامت در فعالیت‌های روزمره، عملکرد ورزشی و مستعد بودن فرد جهت آسیب مجدد متعاقب آسیب عضلانی ناشی از فعالیت؛ مطالعات در زمینه کنترل قامت متعاقب فعالیت برون‌گرای آسیب‌زا، بسیار اندک است. برای مثال نتایج تحقیق کریسول<sup>۱۸</sup> و دیگران نشان داد که آسیب عضلانی عضلات پشت ساق متعاقب تمرین برون‌گرا، منجر به افزایش معنی‌دار جابه‌جایی کل مرکز فشار در جهت قدامی- خلفی و میانگین سرعت می‌شود (کریسول و دیگران، ۲۰۰۷). به طور مشابه، نتایج تحقیق توئیست<sup>۱۹</sup> و دیگران نشان داد که آسیب و کوفتگی عضلات سه سر ساقی متعاقب فعالیت پلایومتریک، منجر به افزایش شاخص ثبات یک طرفه و در نتیجه کاهش تعادل ۲۴ ساعت پس از فعالیت می‌شود (توئیست و دیگران، ۲۰۰۸). همچنین نتایج تحقیق خان<sup>۲۰</sup> و دیگران نشان داد که آسیب و کوفتگی همزمان عضلات چهارسر رانی و همسترینگ متعاقب ۱۵ دوی ۳۰ متر سرعت، منجر به کاهش تعادل ایستا ۲۴ ساعت پس از آسیب می‌شود (خان و دیگران، ۲۰۱۶). اما در زمینه تأثیر فعالیت برون‌گرای حاد آسیب‌زا عضله بازکننده زانو با سرعت انقباض بالا بر کنترل قامت در ایستادن تک پا که وضعیت مناسب‌تری برای به چالش کشیدن و ارزیابی کنترل قامت است، تحقیقی صورت نگرفته است. در مجموع، علی‌رغم نقش مهم انقباضات برون‌گرا در بهبود عملکرد عصبی عضلانی، هایپرتروفی و افزایش قدرت، متعاقب این نوع تمرین؛ آسیب ساختاری به عضلات و بافت همبند می‌تواند ظرفیت تولید نیرو، عملکرد عضله و مکانیک مفصل را تحت تأثیر قرار داده و استفاده از الگوهای حرکتی جبرانی ضمن کاهش عملکرد ورزشی، فرد را مستعد آسیب سازد.

انقباضات برون‌گرا<sup>۱</sup> به صورت گسترده‌ای در برنامه‌های توانبخشی، تمرینات ورزشی و افراد دارای مشکلات ارتوپدی مورد استفاده قرار می‌گیرد. در توانبخشی این نوع تمرینات در مرحله اولیه درمان تجویز می‌شود چرا که در یک فشار کاری مشابه نسبت به تمرین درون‌گرا<sup>۲</sup> درد و خستگی کمتری را ایجاد کرده (هولاندر<sup>۳</sup> و دیگران، ۲۰۰۳) و انرژی مصرفی‌اش پایین‌تر است (لاستایو<sup>۴</sup> و دیگران، ۲۰۰۳). در تمرینات ورزشی نیز کسب قدرت زمانی که بر جز برون‌گرا تأکید شود، بیشتر از زمانی است که فقط از تمرین درون‌گرا استفاده می‌شود (هیلیارد-روبرتسون<sup>۵</sup> و دیگران، ۲۰۰۳). کشش یک سیگنال مکانیکی مهم جهت عملکرد طبیعی بافت و سازگاری عضله بوده و کشش همراه با اضافه بار در تمرین برون‌گرا، یک محرک موثر در بهبود رشد و افزایش هدایت عصبی عضله است (هدایت‌پور و فاللا<sup>۶</sup>، ۲۰۱۵). با این وجود زمانی که فعالیت برون‌گرا جدید یا غیرمعمول باشد و یا با شدت و مدت زیادی انجام شود، علائم مربوط به آسیب عضلانی یک پیامد رایج است (بیرن<sup>۷</sup> و دیگران، ۲۰۰۴). آسیب عضلانی ناشی از فعالیت ورزشی در ورزشکاران به خصوص در دوره‌های بیش‌تمرینی، بطور مکرر اتفاق می‌افتد و بیشترین نگرانی ورزشکاران کاهش عملکرد عضله و به دنبال آن، کاهش عملکرد ورزشی می‌باشد (بیرن و دیگران، ۲۰۰۴). در مطالعات انسانی به علت تهاجمی بودن روش نمونه‌برداری بافت<sup>۸</sup>، بسیاری از محققین از شاخص‌های غیرمستقیم آسیب عضله استفاده می‌کنند. تورم، سفتی، افزایش فعالیت کراتین کیناز و لاکتات‌دهیدروژناز در خون، کوفتگی عضلانی تاخیری، کاهش دامنه حرکتی و تغییر در برونده حرکتی به عنوان شاخص‌های غیرمستقیم فعالیتی که منجر به آسیب عضله می‌شود، پذیرفته شده‌اند و ارزیابی حداکثر نیرو در حین انقباضات هم‌طول به عنوان معتبرترین شاخص آسیب عضله در نظر گرفته شده است (وارن<sup>۹</sup> و دیگران، ۱۹۹۹). ارزیابی کنترل قامت نیز در تعیین سطح عملکرد عصبی-عضلانی متعاقب آسیب حائز اهمیت می‌باشد (لیفارت و فو<sup>۱۱</sup>، ۱۹۹۵). کنترل قامت<sup>۱۲</sup> شامل ثبات و جهت‌یابی بدن در محیط بوده و جهت تسهیل اجرای موفق مهارت‌های حرکتی پیچیده، ضروری می‌باشد (شام وی و ولکات<sup>۱۳</sup>، ۲۰۰۷). تغییرات کنترل قامت در

1. Eccentric  
2. Concentric  
3. Hollander  
4. Lastayo  
5. Hilliard-Robertson

6. Hedayatpour & Falla  
7. Byrne  
8. Biopsy  
9. Isometric  
10. Warren

11.. Iepnart & fu  
12. postural control  
13. Shumway-Cook & Woollacott  
14. Somatosensory  
15. Matsuda

15. Vila-Chã  
17. Serinken  
18. Cresswell  
19. Twist  
20. Khan

مطالعه دریافت نکنند.

**پروتکل فعالیت برون‌گرا جهت ایجاد آسیب عضلانی:** جهت ایجاد آسیب عضلانی، آزمودنی‌ها ۳۰۰ انقباض برون‌گرا (۲۰ نوبت، هر نوبت ۱۵ تکرار) با شدت ۱۵۰ درصد حداکثر گشتاور بازکننده ایزومتریک عضلات بازکننده زانوی پای برتر را در دامنه حرکتی ۱۰ تا ۹۰ درجه خم شدن زانو (باز شدن کامل معادل صفر درجه) و با سرعت ۲۴۰ درجه بر ثانیه اجرا کردند. فعالیت برون‌گرا با استفاده از دستگاه نیروسنج ایزوکینیک بایودکس (Biodex-System 4, Shirley, Pro) انجام شد. جهت انجام پروتکل فعالیت برون‌گرا، ابتدا آزمودنی بر روی صندلی ایزوکینتیک نشست و ران و تنه وی جهت اجتناب از هرگونه حرکت اضافی با نوارهای مخصوص ثابت شد. محور چرخش نیروسنج<sup>۳</sup> با توجه به موقعیت زانو تنظیم شد. وضعیت آغازین، خم شدن<sup>۴</sup> ۹۰ درجه زانو بود که با شروع حرکت فرد اندام تحتانی خود را کامل شل کرد و دستگاه پا را تا ۱۰ درجه خم شدن بالا آورد (باز شدن غیرفعال<sup>۵</sup> با سرعت ۳۰۰ درجه بر ثانیه). سپس با شروع حرکت برگشتی در جهت خم شدن زانو، از فرد خواسته شد با نهایت توان بر خلاف جهت حرکت دستگاه اعمال مقاومت کرده و این مقاومت را در طول دامنه تا انتهای حرکت (۹۰ درجه خم شدن زانو) حفظ نماید که معادل انقباض برون‌گرای بازکننده‌های زانو بود. انقباضات هر نوبت بدون استراحت و بین هر نوبت ۱۵ تکراری، ۱ دقیقه استراحت در نظر گرفته شد. بازخورد بینایی از طریق نمایش گر دستگاه فراهم شد و در حین انجام فعالیت برون‌گرا، آزمودنی‌ها تشویق می‌شدند تا حداکثر نیرو را در هر تکرار اعمال کنند. طبق پروتکل‌های تمرینی در سایر تحقیقات (واسیلیس<sup>۶</sup> و دیگران، ۲۰۰۸؛ هدایت پور و دیگران، ۲۰۰۸) و مطالعه مقدماتی انجام شده، از پروتکل فوق‌الذکر جهت ایجاد آسیب عضلانی استفاده شد.

**کنترل قامت (تغییرات مرکز فشار):** جهت اندازه‌گیری میزان نوسانات قامت، از دستگاه صفحه نیرو کیستلر<sup>۷</sup> (مدل AA8692، سوئیس)، با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز استفاده شد (رابلو<sup>۸</sup> و دیگران، ۲۰۱۴).

از این رو، بررسی شاخص‌های آسیب عضلانی و تغییرات مرکز فشار به خصوص در تکلیف حرکتی مانند ایستادن روی یک پا، متعاقب فعالیت برون‌گرا با سرعت بالا که به طور خاص بر روی عضله چهارسر رانی انجام شود، حائز اهمیت است. بر این اساس، هدف از مطالعه حاضر بررسی تاثیر فعالیت برون‌گرای حاد آسیب‌زا با سرعت انقباض بالای عضله بازکننده زانوی پای برتر، بر شاخص‌های آسیب عضلانی و کنترل قامت در ایستادن تک پای دختران جوان تمرین‌کرده بود.

### روش تحقیق

تحقیق حاضر از نوع مطالعات نیمه تجربی و به صورت اندازه‌گیری‌های مکرر بود که پس از کسب مجوز اخلاقی از کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی شیراز (IR.SUMS.REC.۱۳۹۵.۱۴۶)، انجام گردید. نمونه آماری تحقیق حاضر را ۱۴ دختر جوان تمرین‌کرده (دانشجویان رشته علوم ورزشی که حداقل سه جلسه در هفته به مدت ۱/۵ ساعت حداقل به مدت ۲ سال در تمرینات ورزشی شرکت داشتند) تشکیل دادند. یک داوطلب فاقد معیارهای لازم جهت ورود به مطالعه و ۳ نفر دیگر به دلیل کامل نکردن دوره ارزیابی، از مطالعه خارج شدند. معیارهای خروج آزمودنی از تحقیق شامل وجود هر گونه آسیب یا بیماری عصبی-عضلانی یا اسکلتی، آسیب دیدگی زانو، سابقه آسیب رباط مچ پا، زانو، وجود هرگونه ضایعه نورولوژیک، مصرف داروهای ضد التهابی و سابقه عمل جراحی در یک سال گذشته بود. در نهایت ۱۰ آزمودنی با ویژگی‌های پیکرسنجی<sup>۱</sup> که در جدول ۱ آمده است، در این تحقیق شرکت کردند. آزمودنی‌ها پس از آگاهی کامل در مورد اهداف تحقیق، نحوه اجرای آزمون، خطرات احتمالی؛ رضایت‌نامه کتبی را به طور داوطلبانه تکمیل کردند. پای برتر- پای ترجیحی جهت شوت کردن توپ- (نایت و ویمار<sup>۲</sup>، ۲۰۱۱) تمامی آزمودنی‌ها قبل از شروع پروتکل تمرین تعیین گردید. از آزمودنی‌ها خواسته شد که از اجرای هر گونه تمرین شدید از ۴۸ ساعت قبل و در طول زمان اجرای آزمون خودداری کرده، داروهای ضدالتهابی و مکمل‌های رژیمی مصرف نکرده و هیچ گونه مداخله‌ای اعم از ماساژ، سرما درمانی، فشار و... را در طول اجرای

1. Anthropometric  
2. Knight & Weimar

3. Dynamometer  
4. Flexion

5. Passive  
6. Vassilis

7. Kisteler force plate  
8. Rabello

ثانیه بود. جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها، ابتدا سیگنال‌های خام مرکز فشار بوسیله نرم افزار متلب با فیلتر پایین‌گذر (4 th-order Butterworth low pass filter) و فرکانس برشی ۵ هرتز فیلتر شدند؛ سپس مسافت و سرعت حرکت مرکز فشار در دو محور قدامی- خلفی و داخلی- خارجی با استفاده از معادلات ۱ تا ۴ (پایتون و بارتلت<sup>۱</sup>، ۲۰۰۸) و بوسیله نرم‌افزار اکسل محاسبه شدند. و طول بازوی اهرمی برای هر آزمودنی تنظیم شد.

نحوه انجام آزمون بدین صورت بود که آزمودنی به صورت پای برهنه بر روی صفحه نیرو قرار گرفت، پای غیر برتر را با زاویه‌ای حدود صفر درجه خمیدگی ران و ۹۰ درجه خمیدگی زانو، بالا نگه داشت و دست‌ها به پهلو قرار گرفت. از آزمودنی خواسته شد به نقطه‌ای روی دیوار در ارتفاعی به اندازه دید خودش که از قبل مشخص شده بود، نگاه کند و در طول آزمون وضعیت خود را حفظ کند. مدت زمان هر آزمون ۳۰ ثانیه (رابلسو و دیگران، ۲۰۱۴)، تکرار هر آزمون سه بار و استراحت بین تکرارها، ۳۰

مسافت حرکت مرکز فشار روی محور داخلی- خارجی با واحد میلی‌متر  $L(X) = \sum |x_i - x_{i-1}|$  (معادله ۱)

مسافت حرکت مرکز فشار روی محور قدامی- خلفی با واحد میلی‌متر  $L(Y) = \sum |y_i - y_{i-1}|$  (معادله ۲)

سرعت حرکت مرکز فشار روی محور داخلی- خارجی با واحد میلی‌متر بر ثانیه  $V(x) = L(X)/T$  (معادله ۳)

سرعت حرکت مرکز فشار روی محور قدامی- خلفی با واحد میلی‌متر بر ثانیه  $V(y) = L(y)/T$  (معادله ۴)

عنوان شاخصی از تورم عضله مطرح است. محیط ران، با استفاده از یک متر نواری در وضعیت ایستاده قبل، یک و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برون‌گرای حاد آسیب‌زا اندازه‌گیری شد. برای اندازه‌گیری، ابتدا میانه فاصله بین برجستگی بزرگ<sup>۵</sup> و برجستگی خارجی انتهای استخوان ران<sup>۶</sup> 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 بازکننده ایزومتریک عضلات بازکننده زانوی پای برتر:** قبل، یک و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برون‌گرای حاد آسیب‌زای عضلات بازکننده زانو، حداکثر گشتاور بازکننده ایزومتریک عضلات بازکننده زانوی پای برتر در سه زاویه ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه خم شدن زانو، اندازه‌گیری شد. برای تعیین این متغیر در زانوی پای برتر، آزمودنی روی صندلی نیروسنج ایزوکینتیک نشست، به طوری که زاویه ران ۹۰ درجه باشد.

#### شاخص‌های غیرمستقیم آسیب عضلانی

- میزان درد ادراک شده (آزردگی عضلانی): قبل، یک و ۴۸ ساعت بعد از فعالیت برون‌گرای آسیب‌زا، میزان کوفتگی و درد ناشی از آسیب عضلانی بر اساس آزمون ۱۰۰ میلی‌متری دیداری درد<sup>۲</sup> (صفر نشان دهنده عدم وجود کوفتگی، ۲۵ - درد خفیف، ۵۰ - درد متوسط، ۷۵- درد شدید و صد بدترین درد ممکن) ثبت شد (برنت<sup>۳</sup> و دیگران، ۲۰۱۰). برای ثبت میزان درد تجربه شده، از آزمودنی در حالی که دست‌هایش بر روی لگن قرار داشت خواسته شد که با اجرای اسکات ۹۰ درجه (خم شدن و باز شدن زانوها به صورت فعال) میزان درد و ناراحتی موجود در عضله بازکننده زانوی پای برتر را با علامت روی محور مقیاس دیداری درد مشخص کند (تورز<sup>۴</sup> و دیگران، ۲۰۱۰). عدد گزارش شده، نشان دهنده میزان کوفتگی عضلانی تجربه شده در ناحیه بازکننده زانوی پای برتر بود.

**محیط ران:** افزایش محیط اندام متعاقب فعالیت برون‌گرای

1. Payton & Bartlett  
2. Visual Analog Scale (VAS)  
3. Burnett

4. Torres  
5. Greater trochanter  
6. Lateral epicondyle of the femur

اسمیرنوف، به منظور مقایسه شاخص‌های آسیب عضلانی، مسافت و سرعت حرکت مرکز فشار در راستای محور قدامی- خلفی و داخلی- خارجی در سه زمان (قبل، یک ساعت بعد و ۴۸ ساعت بعد از فعالیت برون گرا آسیب‌زا) از آزمون تحلیل واریانس یک طرفه با اندازه‌گیری‌های مکرر استفاده شد. در صورت مشاهده تفاوت معنی‌دار به منظور روشن شدن محل دقیق تفاوت‌ها، از آزمون مقایسه‌های دو به دو بونفرونی استفاده شد. حداقل سطح معنی‌داری ۰/۰۵ منظور گردید.

#### یافته‌ها

ویژگی‌های پیکرسنجی آزمودنی‌ها در جدول ۱ و تغییرات شاخص‌های آسیب عضلانی در مراحل آزمون در جدول ۲ ارائه شده است.

محور چرخش زانو هم‌راستا با محور چرخش بازوی نیروسنج و طول بازوی اهرمی برای هر آزمودنی تنظیم شد. سپس از آزمودنی درخواست گردید تا ۳ مرتبه، حداکثر انقباض ارادی هم‌طول را در هر زاویه تکرار کند و بیشترین مقدار ثبت گردید. مدت هر آزمون ۵ ثانیه و مدت استراحت بین تکرارها ۳۰ ثانیه بود. جهت افزایش سطح نیروی انقباضی در طی آزمون از بازخورد بینایی و تشویق کلامی استفاده شد. ثبت گشتاور در سه زاویه در هر بار آزمون به صورت تصادفی صورت گرفت تا از اثر خستگی بر یک زاویه خاص، اجتناب گردد. لازم به ذکر است که اندازه‌گیری‌های گشتاور با اصلاح اثرات جاذبه انجام شد.

**روش‌های آماری:** تجزیه و تحلیل داده‌ها توسط نرم افزار SPSS نسخه ۱۶ صورت گرفت. پس از بررسی طبیعی بودن توزیع متغیرهای اندازه‌گیری شده با استفاده از آزمون کولموگروف-

جدول ۱. ویژگی‌های پیکرسنجی آزمودنی‌ها

ویژگی‌های پیکرسنجی آزمودنی‌ها (میانگین $\pm$ انحراف معیار)				متغیر
سن (سال)	قد (سانتی متر)	وزن (کیلوگرم)	شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)	
۲۱/۹ $\pm$ ۱/۶۶	۱۶۲/۷۱ $\pm$ ۵/۶۸	۳۹/۵۴ $\pm$ ۷/۰۸	۲۰/۶۰ $\pm$ ۳/۱۶	

درد ادراک شده به طور معنی‌داری ( $p < 0.001$ ) افزایش یافت. - محیط ران: یک و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برون گرا آسیب‌زا، میانگین محیط میانه ران به طور معنی‌داری افزایش یافت و بین هر سه زمان اختلاف معنی‌دار بود ( $p < 0.001$ ).

شاخص‌های غیرمستقیم آسیب عضلانی ناشی از فعالیت برون گرا

- میزان درد ادراک شده (کوفتگی عضلانی): قبل از فعالیت برون گرا حاد آسیب‌زا، هیچ یک از آزمودنی‌های مورد بررسی دردی را گزارش نکردند. یک و ۴۸ ساعت پس از فعالیت، میانگین

زمان	میزان درد ادراک شده (میلی متر)	محیط ران (سانتی متر)	حداکثر گشتاور بازکننده ایزومتریک عضلات بازکننده زانو (نیوتن/متر)		
			زاویه ۳۰°	زاویه ۶۰°	زاویه ۹۰°
قبل	۰	۴۷/۷۲ $\pm$ ۳/۹۶	۶۶/۴۱ $\pm$ ۱۱/۱۰	۱۱۶/۴۱ $\pm$ ۱۵/۲۵	۱۳۶/۹۲ $\pm$ ۱۷/۷۱
۱ ساعت بعد	۴۲ $\pm$ ۱۷/۱۹*	۴۸/۶۹ $\pm$ ۴/۰۸*	۳۸/۱۴ $\pm$ ۱۱/۰۶*	۸۱/۰۷ $\pm$ ۱۷/۱۱*	۱۱۲/۹۵ $\pm$ ۲۵/۶۳*
۴۸ ساعت بعد	۷۲/۵ $\pm$ ۱۳/۷۹#*	۴۹/۱۷ $\pm$ ۴/۳۰#*	۵۶/۴۶ $\pm$ ۱۱/۷۳#	۹۴/۴۶ $\pm$ ۱۵/۸۱*	۱۲۳/۰۶ $\pm$ ۱۶/۷۴

\* تفاوت معنی‌دار نسبت به قبل از فعالیت برون گرای حاد آسیب‌زا؛ # تفاوت معنی‌دار نسبت به یک ساعت بعد از فعالیت برون گرای حاد آسیب‌زا

مقادیر مسافت و سرعت حرکت مرکز فشار، در دو محور قدامی-خلفی و داخلی-خارجی در ایستادن تک پا (پای برتر) در جدول شماره ۳ ارائه شده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود نتایج آزمون تحلیل واریانس یک طرفه با اندازه‌گیری‌های مکرر نشان داد که تفاوت معنی‌داری بین مسافت و سرعت حرکت مرکز فشار در دو محور قدامی-خلفی و داخلی-خارجی قبل، یک و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برون‌گرای حاد آسیب‌زا عضله بازکننده زانوی پای برتر در دختران جوان تمرین‌کرده وجود ندارد ( $P > 0/05$ ).

#### بحث

هدف از تحقیق حاضر بررسی تاثیر فعالیت برون‌گرای حاد آسیب‌زا با سرعت انقباض بالای عضله بازکننده زانوی پای برتر بر شاخص‌های آسیب عضلانی و کنترل قامت در ایستادن تک پای دختران جوان تمرین‌کرده بود. برای بررسی ایجاد آسیب عضلانی در عضله بازکننده زانوی پای برتر، از شاخص‌های میزان درد (کوفتگی عضلانی)، محیط ران و حداکثر گشتاور بازکننده ایزومتریک زانوی پای برتر در سه زاویه ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه خم‌شدن زانو استفاده گردید.

#### - حداکثر گشتاور بازکننده ایزومتریک عضلات بازکننده زانو در زوایای ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه خم شدن زانو

زاویه ۳۰ درجه خم‌شدن زانو: یک ساعت پس از فعالیت برون‌گرا، میانگین حداکثر گشتاور بازکننده ایزومتریک عضلات بازکننده زانو پای برتر در زاویه ۳۰ درجه خم شدن زانو به طور معنی‌داری کاهش داشت؛ اما ۴۸ ساعت بعد، این مقدار به طور معنی‌داری افزایش یافت ( $p < 0/001$ )، ولی نسبت به حالت پایه تفاوت معنی‌داری نداشت.

#### زاویه ۶۰ درجه خم‌شدن زانو

یک و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برون‌گرا، میانگین حداکثر گشتاور بازکننده ایزومتریک عضلات بازکننده زانو پای برتر در زاویه ۶۰ درجه خم‌شدن زانو نسبت به حالت قبل فعالیت، به طور معنی‌داری کاهش داشت ( $p < 0/001$ )، اما افزایش حداکثر گشتاور بازکننده در زاویه ۶۰ درجه، ۴۸ ساعت پس از فعالیت نسبت به یک ساعت بعد از فعالیت برون‌گرای حاد آسیب‌زا، معنی‌دار نبود ( $p = 0/22$ ).

#### - زاویه ۹۰ درجه خم‌شدن زانو: یک ساعت پس از فعالیت

برون‌گرا، میانگین حداکثر گشتاور بازکننده ایزومتریک عضلات بازکننده زانو پای برتر در زاویه ۹۰ درجه خم شدن زانو به طور معنی‌داری کاهش یافت ( $p \leq 0/05$ )، اما میزان کاهش گشتاور هم‌طول در زاویه ۹۰ درجه خم‌شدن زانو، ۴۸ ساعت بعد از فعالیت نسبت به قبل فعالیت و یک ساعت بعد از آن، معنی‌دار نبود.

جدول ۳. نتایج آزمون تحلیل واریانس یک طرفه با اندازه‌گیری مکرر مسافت و سرعت حرکت مرکز فشار

محور	متغیر	زمان	مقدار	F	p-value
قدامی - خلفی	مسافت حرکت مرکز فشار (میلی‌متر)	قبل	۴۴۵/۵۱ ± ۸۱/۴۵	۰/۱۵	۰/۸۵
		۱ ساعت بعد	۴۵۳/۱۶ ± ۱۱۵/۸۹		
		۴۸ ساعت بعد	۴۴۱/۷۲ ± ۱۱۱/۸۹		
	سرعت مرکز فشار (میلی‌متر بر ثانیه)	قبل	۱۴/۸۵ ± ۲/۷۱	۰/۱۵	۰/۸۵
		۱ ساعت بعد	۱۵/۱۰ ± ۳/۸۶		
		۴۸ ساعت بعد	۱۴/۷۲ ± ۳/۷۲		
داخلی - خارجی	مسافت حرکت مرکز فشار (میلی‌متر)	قبل	۳۸۵/۶۳ ± ۸۳/۵۶	۰/۲۹	۰/۶۴
		۱ ساعت بعد	۳۶۹/۸۶ ± ۹۹/۷۷		
		۴۸ ساعت بعد	۳۶۸/۳۷ ± ۱۰۳/۳۳		
	سرعت مرکز فشار (میلی‌متر بر ثانیه)	قبل	۱۲/۸۵ ± ۲/۷۸	۰/۲۹	۰/۶۴
		۱ ساعت بعد	۱۲/۳۲ ± ۳/۳۲		
		۴۸ ساعت بعد	۱۲/۲۷ ± ۳/۴۴		

دیگران (۲۰۰۸)، تعادل ایستا ۴۸ ساعت بعد نسبت به حالت پایه تفاوت معنی‌داری نداشت که همسو با تحقیق حاضر می‌باشد. اما در تحقیق توئیست و دیگران (۲۰۱۶) و خان و دیگران (۲۰۱۶)، ۲۴ ساعت پس از فعالیت به ترتیب شاخص ثبات یکطرفه افزایش و مدت زمان ایستادن روی یک پا کاهش یافته است که دلالت بر کاهش عملکرد تعادل دارد. اندازه‌گیری در تحقیق حاضر ۲۴ ساعت پس از فعالیت آسیب‌زا انجام نشده است. ضمن اینکه در تحقیق توئیست و دیگران (۲۰۰۸) از سیستم تعادل بایودکس و در تحقیق خان و دیگران از آزمون لک لک جهت سنجش تعادل استفاده شده است. از دلایل ناهمسو بودن تحقیق حاضر با تحقیق خان و دیگران (۲۰۱۶)، توئیست و دیگران (۲۰۰۸) و کریس‌ول و دیگران (۲۰۰۷)؛ می‌توان به پروتکل فعالیت آسیب‌زا و عضلات درگیر نیز اشاره کرد. چرا که در تحقیق حاضر فعالیت برون‌گرا به طور خاص بر روی عضله چهارسر رانی پای برتر انجام شده است، در حالی که در تحقیقات اشاره شده پروتکل فعالیت آسیب‌زا به گونه‌ای بوده است که هر دو اندام تحتانی درگیر بوده اند و بیشترین آسیب در تحقیق کریس‌ول و دیگران (۲۰۰۷) و توئیست و دیگران (۲۰۰۸) در عضلات پشت ساق و در تحقیق خان و دیگران (۲۰۱۶) به طور همزمان در عضلات چهارسر رانی و همسترینگ ایجاد شده است. از آنجا که در کنترل قامت، استراتژی میچ و همکاری عضلانی وابسته به آن<sup>۴</sup>، اولین الگوی کنترل نوسان قامت می‌باشند (لیوانجی و نورکین<sup>۵</sup>، ۲۰۰۵)، این احتمال وجود دارد که افزایش معنی‌دار مشاهده شده در جابه‌جایی کل مرکز فشار در جهت قدامی- خلفی و میانگین سرعت در تحقیق کریس‌ول و دیگران (۲۰۰۷) و کاهش عملکرد تعادل ۲۴ ساعت بعد از فعالیت آسیب‌زا در تحقیق توئیست و دیگران (۲۰۰۸)، به علت آسیب در عضلات پشت ساق باشد. در تحقیق خان و دیگران (۲۰۱۶) نیز به طور همزمان هر دو عضله بازکننده و خم‌کننده زانو دچار آسیب و کاهش قدرت شده اند و از آنجایی که کنترل قامت در حالت ایستادن تک پا به ترکیبی از استراتژی‌های میچ و هیپ نیاز دارد (ریمن<sup>۶</sup> و دیگران، ۲۰۰۳)، به نظر می‌رسد آسیب همزمان دو عضله منجر به کاهش تعادل شده باشد.

نتایج نشان دهنده کاهش حداکثر گشتاور بازکننده ایزومتریک زانوی پای برتر در سه زوایه ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه خم شدن زانو، افزایش درد و محیط میانه ران متعاقب فعالیت برون‌گرای حاد با سرعت انقباض بالا در دختران جوان تمرین کرده بود که تایید کننده ایجاد آسیب عضلانی در این گروه بود. افزایش مشاهده شده در محیط میانه ران متعاقب فعالیت برون‌گرا، می‌تواند به علت التهاب عضله باشد (هدایت‌پور و فالّا، ۲۰۱۴). کاهش گشتاور هم‌طول پس از فعالیت برون‌گرا نیز می‌تواند ناشی از اختلال فرآیند زوج تحریک- انقباض (وارن و دیگران، ۲۰۰۱) و افزایش تجمع متابولیت‌ها باشد که خود منجر به کاهش تحریک‌پذیری تار عضلانی و نیروی انقباضی عضله می‌شود (هدایت‌پور و دیگران، ۲۰۱۴). افزایش میزان درد (کوفتگی عضلانی) و کاهش حداکثر گشتاور بازکننده ایزومتریک مشاهده شده در تحقیق حاضر، با نتایج تحقیقات قبلی (چن و دیگران، ۲۰۰۹؛ واسیلیس و دیگران، ۲۰۰۸؛ چن و نوساکا<sup>۱</sup>، ۲۰۰۷) همخوانی دارد.

اندازه‌گیری کنترل قامت در حین ایستادن روی یک پا جهت ارزیابی اختلالات عصبی- عضلانی مربوط به اندام تحتانی استفاده شده است (هرتل<sup>۲</sup> و دیگران، ۲۰۰۶). با توجه به نقش حس عمقی در پایداری بدن و نتایج تحقیقات قبلی مبنی بر اختلال حس عمقی متعاقب فعالیت آسیب‌زا (ویلاچا و دیگران، ۲۰۱۱؛ سرینکن و دیگران، ۲۰۱۳)، این انتظار وجود داشت که فعالیت برون‌گرای حاد آسیب‌زای استفاده شده در این تحقیق، کنترل قامت را هنگام ایستادن تک پا به چالش بکشد؛ چرا که به نظر می‌رسید در وضعیت ایستادن روی یک پا به علت کوچکتر بودن سطح اتکا برای حفظ ثبات، نیاز به مشارکت مفاصل فوقانی<sup>۳</sup> افزایش یافته و نقش زانو بارزتر شود. با این وجود، نتیجه تحقیق حاضر نشان دهنده عدم تغییر معنی‌دار در مسافت و سرعت حرکت مرکز فشار در دو جهت داخلی- خارجی و قدامی- خلفی متعاقب فعالیت برون‌گرای حاد آسیب‌زای عضله بازکننده زانوی پای برتر بود. نتیجه تحقیق حاضر با تحقیق کریس‌ول و دیگران (۲۰۰۷) ناهمسو و با تحقیق توئیست و دیگران (۲۰۰۸) و خان و دیگران (۲۰۱۶) از جهاتی همسو است. در تحقیق توئیست و دیگران (۲۰۰۸)، تعادل ۳۰ دقیقه و ۴۸ ساعت بعد و در تحقیق خان و

1. Chen & No Saka  
2. Hertel  
3. Proximal

4. Synergy  
5. Levangie & Norkin  
6. Riemann

انسانی بیشتری لازم است تا ضمن ارتقای دانش بشری، طراحی برنامه تمرینی برون‌گرای مناسب‌تری را از دیدگاه بیومکانیکی برای مریبان در طراحی برنامه‌های تمرینی و فیزیوتراپ‌ها در برنامه بازتوانی میسر سازد.

**نتیجه‌گیری:** یافته‌های تحقیق حاضر نشان داد که ۳۰۰ انقباض برون‌گرا که با سرعت انقباض بالا و به طور خاص بر روی عضله بازکننده زانوی پای برتر انجام شود، علی‌رغم کاهش قدرت و ایجاد آسیب عضلانی، کنترل قامت در ایستادن تک پا را در دختران جوان تمرین کرده تحت تاثیر قرار نمی‌دهد. به نظر می‌رسد انجام ورزش و فعالیت بدنی منظم سازگاری سیستم عصبی-عضلانی را افزایش داده و به افزایش ثبات قامت متعاقب آسیب عضلانی که در ورزشکاران متعاقب تمرینات جدید و غیرمعمول اتفاق می‌افتد و فرد را مستعد آسیب می‌کند؛ کمک می‌نماید. در مورد اثر آسیب عضلانی ناشی از تمرین در سایر عضلات اندام تحتانی و شدت‌های بالاتر فعالیت برون‌گرای آسیب‌زا بر کنترل قامت در تکالیف حرکتی مورد نیاز در ورزش و فعالیت‌های روزمره، نیاز به تحقیقات بیشتری وجود دارد.

#### تشکر و قدردانی

این مقاله منتج از رساله دکتری می‌باشد که بدین وسیله نویسندگان مراتب قدردانی و تشکر خود را از همکاران طرح در آزمایشگاه دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شیراز، آزمایشگاه فیزیولوژی دانشکده علوم ورزشی دانشگاه شیراز و دانشجویان شرکت کننده در این تحقیق اعلام می‌دارند.

یکی دیگر از دلایل عدم تاثیر فعالیت برون‌گرای آسیب‌زای استفاده شده در تحقیق حاضر بر کنترل قامت، می‌تواند مربوط به نوع عضله و سطح آمادگی آزمودنی‌های تحقیق حاضر باشد. چرا که علائم مربوط به آسیب عضلانی به سابقه تمرینی بستگی دارد و پاسخ‌های شدیدتر در گروه‌های عضلانی کمتر فعال گزارش شده است (چن و دیگران، ۲۰۱۱؛ جامورتاس<sup>۱</sup> و دیگران، ۲۰۰۵). در بین عضلات اسکلتی، عضله چهارسر رانی تقریباً در همه فعالیت‌های جسمانی مانند دویدن، راه رفتن و شوت کردن درگیر است (رازقی و نوری، ۲۰۱۵). همچنین فعالیت برون‌گرایی که منجر به آسیب فیبر عضله شود، می‌تواند منجر به مهار یا تاخیر پاسخ‌های عصبی-عضلانی در محل آسیب دیده شود (اسملر<sup>۲</sup> و دیگران، ۲۰۰۷). این کاهش کنترل عصبی بر عضلات می‌تواند نشان دهنده تلاش سیستم عصبی عضلانی جهت جلوگیری از آسیب بیشتر به واحد تاندونی-عضلانی باشد (راسینایز<sup>۳</sup> و دیگران، ۲۰۰۸). لذا این احتمال وجود دارد که کاهش فعالیت عضله در نتیجه آسیب یا محافظت از بافت آسیب‌دیده در عدم تاثیر فعالیت برون‌گرای آسیب‌زا بر کنترل قامت نقش داشته باشد. در مجموع، با توجه به محدودیت‌های تحقیق حاضر از جمله تعداد آزمودنی‌ها، تکالیف حرکتی مورد استفاده در کنترل قامت و عدم ثبت داده‌های ماهیچه نگاری<sup>۴</sup> از عضلات اندام تحتانی که می‌توانست محققین را به نتایج دقیق‌تری رهنمون سازد و با توجه به تحقیقات اندک انجام شده در این زمینه؛ برای درک کامل تر تاثیر فعالیت برون‌گرای حاد آسیب‌زا بر شاخص‌های آسیب عضلانی و کنترل قامت که نهایتاً عملکرد ورزشی و میزان مستعد بودن فرد به آسیب ورزشی را تحت تاثیر قرار می‌دهد، مطالعات

#### منابع

- Burnett, D., Smith, K., Smeltzer, C., Young, K., & Burns, S. (2010). Perceived Muscle Soreness in Recreational Female runner. *Journal of Experimental Sciences*, 3(3), 108-116.
- Byrne, C., Twist, C., & Eston, R. (2004). Neuromuscular function after exercise-induced muscle damage: theoretical and applied implications. *Sports Medicine*, 34(1), 49-69.
- Chen, T. C., Lin, K. Y., Chen, H. L., Lin, M. J., & Nosaka, K. (2011). Comparison in eccentric exercise-induced muscle damage among four limb muscles. *European Journal of Applied Physiology*, 111(2), 211-223.

- Chen, T. C., Nosaka, K., Lin, M. J., Chen, H. L., & Wu, C. J. (2009). Changes in running economy at different intensities following downhill running. *Journal of Sports Science*, 27(11), 1137-44.
- Chen, T. C., Nosaka, K., & Tu, J. H. (2007). Changes in running economy following downhill running. *Journal of Sports Science*, 25(1), 55-63.
- Cresswell, AG., Wang, J. T., & Tokuno, C. D. (2007). The effect of eccentric muscle damage on postural sway during quiet standing. *Journal of Biomechanics*, 40(2), S299.
- Hedayatpour, N., Arendt-Nielsen, L., & Falla, D. (2014). Facilitation of quadriceps activation is impaired following eccentric exercise. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24(2), 355-362.
- Hedayatpour, N., & Falla, D. (2015). Physiological and neural adaptations to eccentric exercise mechanisms and considerations for training. *BioMed Research International*. Article ID 193741.
- Hedayatpour, N., & Falla, D. (2014). Delayed onset of vastii muscle activity in response to rapid postural perturbations following eccentric exercise: a mechanism that underpins knee pain after eccentric exercise?. *British Journal of Sports Medicine*, 48(6), 429-34.
- Hedayatpour, N., Falla, D., Arendt-Nielsen, L., & Farina, D. (2008). Sensory and electromyographic mapping during delayed-onset muscle soreness. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40, 326-34.
- Hertel, J., Olmsted-Kramer, L. C., & Challis, J. H. (2006). Time-to-boundary measures of postural control during single leg quiet standing. *Journal of Applied Biomechanics*, 22, 67-73.
- Hilliard-Robertson, P. C., Schneider, S. M., Bishop, S. L., & Guillems, M. E. (2003). Strength gains following different combined concentric and eccentric exercise regimens. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 74(4), 342-7.
- Hollander, D. B., Durand, R. J., Trynicki, J. L., Larock, D., Castracane, V. D., Hebert, E. P., & Kraemer, R. R. (2003). RPE, pain, and physiological adjustment to concentric and eccentric contractions. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(6), 1017-25.
- Jamurtas, A. Z., Theocharis, V., Tofas, T., Tsiokanos, A., Yfanti, C., Paschalis, V., Koutedakis, Y., & Nosaka, N. (2005). Comparison between leg and arm eccentric exercises of the same relative intensity on indices of muscle damage. *European Journal of Applied Physiology*, 95(2-3), 179-185.
- Khan, M. A., Moiz, J. A., Raza, S., Verma, S., Shareef, M. Y., Anwer, S., & Alghadir, A. (2016). Physical and balance performance following exercise induced muscle damage in male soccer players. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(10), 2942-2949.
- Knight, A. C., & Weimar, W. H. (2011). Difference in response latency of the peroneus longus between the dominant and nondominant legs. *Journal of Sport Rehabilitation*, 20(3), 321-332.
- LaStayo, P. C., Woolf, J. M., Lewek, M. D., Snyder-Mackler, L., Reich, T., & Lindstedt, S. L. (2003). Eccentric muscle contractions: their contribution to injury, prevention, rehabilitation, and sport. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33, 557-571.
- Lephart, S., & Fu, F. (1995). The role of proprioception in the treatment of sports injuries. *Sports Exercise and Injury*, 1 (2), 96-102.
- Levangie, P. K., & Norkin, C. C. (2005). *Joint Structure & Function: A Comprehensive Analysis*. 4th Edition. Philadelphia: Williams & Wilkins.

- Matsuda, S., Demura, S., & Demura, T. (2010). Examining differences between center of pressure sway in one-legged and two-legged stances for soccer players and typical adults. *Perceptual and Motor Skills*, *110*(3), 751-760.
- Payton, C.J., & Bartlett, R.M. (2008). Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise: The British Association of Sport and Exercise Sciences Guide. *Journal of Sports Science and Medicine*, *7*(1), 194.
- Rabello, L. M., Macedo, C. S. G., Gil, A. W., Oliveira, M. R., Coelho, V. A., Silva, G. B., & Silva, R. A. (2014). Comparison of postural balance between professional taekwondo athletes and young adults. *Fisioterapia e Pesquisa*, *21*(2), 139-143.
- Racinais, S., Bringard, A., Puchaux, K., Noakes, TD., & Perrey, S. (2008). Modulation in voluntary neural drive in relation to muscle soreness. *European Journal of Applied Physiology*, *102*, 439-446
- Razeghi, M., & Nouri, H. (2015). Comparison of the effects of massage and cryotherapy on the knee extensor muscles fatigue and isokinetic parameters in soccer players. *Journal of Rehabilitation Sciences and Research*, *2*, 1-7.
- Riemann, B. L., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2003). Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm, foam, and multiaxial surfaces. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *84*(1), 90-95.
- Semmler, J. G., Tucker, K. J., Allen, T. J., & Proske, U. (2007). Eccentric exercise increases EMG amplitude and force fluctuations during submaximal contractions of elbow flexor muscles. *Journal of Applied Physiology*, *103*(3), 979-989.
- Serinken, M. A., Gençoğlu, C., & Kayatekin, B. M. (2013). The Effect of Eccentric Exercise-Induced Delayed-Onset Muscle Soreness on Positioning Sense and Shooting Percentage in Wheelchair Basketball Players. *Balkan Medical Journal*, *30*(4), 382-386.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2007). *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*. Netherlands: Wolters Kluwer.
- Torres, R., Vasques, J., Duarte, J. A., & Cabri, J. M. (2010). Knee proprioception after exercise-induced muscle damage. *International Journal of Sports Medicine*, *31*(6), 410-415.
- Twist, C., Gleeson, N., & Eston, R. (2008). The effects of plyometric exercise on unilateral balance performance. *Journal of Sports Sciences*, *26*(10), 1073-1080.
- Vassilis, P., Vassilios, B., Vassilis, M., Athanasios, J. Z, Vassilis, T., Christina, K., & Yiannis, K. (2008). Isokinetic eccentric exercise of quadriceps femoris does not affect running economy. *Journal of Strength & Conditioning Research*, *22*(4), 1222-1227.
- Vila-Chã, C., Riis, S., Lund, D., Møller, A., Farina, D., & Falla, D. (2011). Effect of unaccustomed eccentric exercise on proprioception of the knee in weight and non-weight bearing tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *21*(1), 141-7.
- Warren, G. L., Angels, C. P., Shah, S. J., & Armstrong, R. B. (1999). Uncoupling of in vivo torque production from EMG in mouse muscles injured by eccentric contractions. *Journal of Physiology*, *515*, 609-19.
- Warren, G. L., Ingalls, C. P., Lowe, D. A., & Armstrong, R. B. (2001). Excitation-contraction uncoupling: major role in contraction-induced muscle injury. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *29*(2), 82-7.

## Abstract

**The effect of high velocity acute eccentric exercise-induced muscle damage of dominant knee extensors on muscle damage indices and postural control in young trained females**Farzaneh Movaseghi <sup>۱</sup>, Heydar Sadeghi <sup>۲</sup>, Sobhan Sobhani <sup>۳</sup>, Javad Nemati <sup>۴</sup>

1. PhD Student of Sport Biomechanic, Faculty of Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

2. Full Professor, Faculty of Sport Sciences Kharazmi University, Tehran, Iran.

3. Assistant Professor, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran.

4. Assistant Professor, Department of Sport Sciences, Faculty of Educational and Psychology, Shiraz University, Shiraz, Iran.

**Background and Aim:** Eccentric muscle action has more mechanically efficiency, predisposes the muscle to damage due to unique activation strategy. Postural control also is necessarily required for many daily and sport activities. The purpose of this study was to investigate the effect of high velocity acute eccentric exercise-induced muscle damage of dominant knee extensors on muscle damage indices and postural control in trained young females. **Materials and methods:** Ten young trained females (21.9±1.66 years) voluntarily participated in this study. To analyse muscle damage, subjects performed 300 (20 sets, 15 repetitions) high velocity (240°.s<sup>-1</sup>) eccentric contractions of dominant knee extensors with a load equal to 150 % of the maximal voluntary isometric torque (MVC). Muscle damage indices (MVC, perceived pain, thigh circumference) and center of pressure distance and velocity in the antero/posterior (AP) and the medio/lateral (ML) planes of movement were recorded before, 1 and 48 h after eccentric exercise. Statistical analysis was performed with SPSS (version 16.0), and the repeated-measures ANOVA and Bonferoni tests also were used and Significant level was considered if p<0.05. **Results:** All muscle damage indicators changed significantly (p<0.05) following eccentric exercise that confirmed muscle damage. In contrast, no significant differences was observed for center of pressure distance and velocity in the AP and ML directions between all measured time points (p>0.05). **Conclusion:** In conclusion, the results of the present study showed that high velocity eccentric exercise that designed to elicit localized muscle damage of dominant knee extensors did not influence postural control during one-legged stance in trained young female.

**Keywords:** Eccentric exercise induced muscle damage, High velocity contraction, Muscle damage indices, Postural control, Young females.

*Journal of Practical Studies of Biosciences in Sport, vol. 5, no. 9, Spring & Summer 2017*

**Received: Oct 10, 2016**

**Accepted: Dec 21, 2016**

\* Corresponding Author, Address: Sport biomechanics department, faculty of sport sciences, Kharazmi University, Tehran;  
Email: fmovaseghi24@yahoo.com