

## تاثیر فعالیت برون‌گرا 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. استاد 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 کارایی اش بیشتر بوده اما استراتژی فعال سازی منحصر به فردی را به کار می‌گیرد که عضله را مستعد آسیب می‌کند. کنترل قامت در بسیاری از فعالیت های ورزشی و روزمره ضروری می‌باشد. هدف از مطالعه حاضر، بررسی تاثیر فعالیت برون‌گرا 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  $240^\circ/s$  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 برون‌گرا اندازه‌گیری شدند. تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از نرم افزار SPSS ۱۶ و آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر، انجام گردید. **یافته‌ها:** تمامی شاخص‌های آسیب عضلانی مورد مطالعه، متعاقب فعالیت برون‌گرا به طور معنی‌داری تغییر یافت ( $p < 0/05$ ) که نشان دهنده ایجاد آسیب عضلانی بود. بر خلاف آن، تفاوت معنی‌داری بین مسافت و سرعت حرکت مرکز فشار در دو محور، قبل، یک و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برون‌گرا مشاهده نشد. **نتیجه‌گیری:** در مجموع نتایج تحقیق حاضر نشان داد که فعالیت برون‌گرا آسیب‌زا با سرعت بالا که به طور 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 برون‌گرا آسیب‌زا، سرعت انقباض بالا، شاخص‌های آسیب عضله، کنترل قامت، دختران جوان.

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

DOI:10.22077/jpsbs.2017.621

fmovaseghi24@yahoo.com پست الکترونیک:

## مقدمه

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 تاکید 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 یا با شدت و مدت زیادی انجام شود، علائم مربوط به آسیب عضلانی یک پیامد رایج است (بایرن<sup>۷</sup> و دیگران، ۲۰۰۴). آسیب عضلانی ناشی از فعالیت ورزشی در ورزشکاران به خصوص در دوره‌های بیش‌تمرینی، به طور مکرر اتفاق می‌افتد و بیشترین نگرانی ورزشکاران کاهش عملکرد عضله و به دنبال آن کاهش عملکرد ورزشی می‌باشد (بایرن 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 کراتین‌کیناز و لاکتات‌دهیدروژناز در خون، افزایش لاکتات‌دهیدروژناز، کوفتگی عضلانی تاخیری، کاهش دامنه حرکتی و تغییر در برون‌ده حرکتی به عنوان شاخص‌های غیرمستقیم فعالیت‌هایی که منجر به آسیب عضله می‌شود، پذیرفته شده‌اند و ارزیابی حداکثر نیرو در حین انقباضات هم‌طول<sup>۹</sup> به عنوان معتبرترین شاخص آسیب عضله در نظر گرفته شده است (وارن<sup>۱۰</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 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 برون‌گرا 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 برون‌گرا آسیب‌زا، بسیار اندک است. برای مثال نتایج تحقیق کریسول<sup>۱۸</sup> و دیگران (۲۰۰۷) 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. به طور مشابه نتایج تحقیق تونیست<sup>۱۹</sup> و دیگران (۲۰۰۸) نشان داد که آسیب و کوفتگی عضلات سه سرساقی متعاقب فعالیت پلائیومتریک، منجر به افزایش شاخص ثبات یک طرفه و در نتیجه کاهش تعادل ۲۴ ساعت پس از فعالیت می‌شود. همچنین نتایج تحقیق خان<sup>۲۰</sup> و دیگران (۲۰۱۶) 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. اما در زمینه تأثیر فعالیت برون‌گرا حاد آسیب‌زا عضله بازکننده زانو با سرعت انقباض بالا بر کنترل قامت در ایستادن تک‌پا 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 همبندی 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.

- |                       |                        |                               |               |
|-----------------------|------------------------|-------------------------------|---------------|
| 1. Eccentric          | 6. Hedayatpour & Falla | 11. Iepnart & fu              | 16. Vila-Chã  |
| 2. Concentric         | 7. Byrne               | 12. postural control          | 17. Serinken  |
| 3. Hollander          | 8. Biopsy              | 13. Shumway-Cook & Woollacott | 18. Cresswell |
| 4. LaStayo            | 9. Isometric           | 14. Somatosensory             | 19. Twist     |
| 5. Hilliard-Robertson | 10. Warren             | 15. Matsuda                   | 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 ایزوکینتیک بایودکس (Biodex-System 4, Shirley, Pro) انجام شد. جهت انجام پروتکل فعالیت برون‌گرا، ابتدا آزمودنی بر روی صندلی ایزوکینتیک می‌نشست و ران و تنه وی جهت اجتناب از هرگونه حرکت اضافی با نوارهای مخصوص ثابت می‌شد. محور چرخش نیروسنج<sup>۳</sup> با توجه به موقعیت زانو تنظیم می‌شد. وضعیت آغازین، خم شدن<sup>۴</sup> ۹۰ درجه زانو بود که با شروع حرکت، فرد اندام تحتانی خود را کامل شل می‌کرد و دستگاه پا را تا ۱۰ درجه خم شدن بالا می‌آورد (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 می‌شد 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 می‌شد 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 (مدل AA8692، سوئیس)، با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰ هرتز استفاده شد (رابلو<sup>۷</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 برون‌گرا حاد آسیب‌زا با سرعت انقباض بالای عضله بازکننده زانوی پای برتر بر شاخص‌های آسیب عضلانی و کنترل قامت در ایستادن تک‌پای دختران جوان تمرین‌کرده بود.

### روش تحقیق

تحقیق حاضر از نوع مطالعات نیمه‌تجربی و به صورت اندازه‌گیری‌های مکرر بود و 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 می‌دادند. یک داوطلب فاقد معیارهای لازم جهت ورود به مطالعه بود و ۳ نفر به دلیل کامل نکردن دوره ارزیابی از مطالعه خارج شدند. معیارهای خروج آزمودنی از تحقیق شامل؛ وجود هرگونه آسیب یا بیماری عصبی-عضلانی یا اسکلتی، آسیب دیدگی زانو، سابقه آسیب رباط مچ پا، زانو، وجود هرگونه ضایعه نورولوژیک، مصرف داروهای ضد التهابی، سابقه عمل جراحی در یک سال گذشته بود. در نتیجه 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 و تکمیل رضایت‌نامه کتبی به طور داوطلبانه در این تحقیق شرکت 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 هرگونه تمرین شدید از ۴۸ ساعت قبل و در طول زمان اجرای آزمون خودداری کرده، داروهای ضدالتهابی و مکمل‌های رژیمی مصرف نکرده و هیچ‌گونه مداخله‌ای اعم از ماساژ، سرمادرمانی، فشار و... را در طول اجرای

1. Anthropometric

2. Knight & Weimar

3. Dynamometer

4. Flexion

5. Passive

6. Vassilis

7. Rabello

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. محور چرخش زانو هم‌راستا با محور چرخش بازوی نیروسنج و طول بازوی اهرمی برای هر آزمودنی تنظیم می‌شد.

نحوه انجام آزمون بدین صورت بود که آزمودنی به صورت پا برهنه بر روی صفحه نیرو قرار می‌گرفت و پای غیر برتر را با زاویه‌ای حدود صفر درجه خمیدگی ران و ۹۰ درجه خمیدگی زانو، بالا نگه می‌داشت و دست‌ها به پهلو قرار می‌گرفت. از آزمودنی خواسته می‌شد 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 نماید. مدت زمان هر آزمون ۳۰ ثانیه (رابلو و دیگران، ۲۰۱۴)، هر آزمون سه بار تکرار و استراحت بین تکرارها ۳۰ ثانیه بود. جهت آنالیز داده‌ها ابتدا

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 برون‌گرا 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 برون‌گرا 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 می‌نشست، به طوری که زاویه ران ۹۰ درجه بود.

#### 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 براساس آزمون ۱۰۰ میلی‌متری دیداری درد (صفر نشان دهنده عدم وجود کوفتگی، ۲۵- درد خفیف، ۵۰-درد متوسط، ۷۵-درد<sup>۴</sup> شدید و ۱۰۰ 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 می‌شد 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 برون‌گرا به

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

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

مقایسه شاخص های 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 آسیب زا) از آزمون تحلیل واریانس یک طرفه با اندازه گیری های مکرر<sup>۲</sup> استفاده شد. در صورت مشاهده تفاوت معنی دار به منظور روشن شدن محل دقیق تفاوت از آزمون مقایسه های دو به دو بونفرونی استفاده شد. حداقل سطح معنی داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

#### یافته ها

ویژگی های پیکرسنجی آزمودنی ها در جدول ۱ و تغییرات شاخص های آسیب عضلانی در مراحل آزمون در جدول ۲ ارائه شده است.

محور چرخش زانو هم راستا با محور چرخش بازوی نیروسنج و طول بازوی اهرمی برای هر آزمودنی تنظیم می شد. سپس از آزمودنی خواسته می شد تا ۳ مرتبه، حداکثر انقباض ارادی هم طول را در هر زاویه تکرار کند و بیشترین مقدار ثبت می 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 می شد. ثبت گشتاور در سه زاویه در هر بار آزمون به صورت تصادفی صورت می گرفت تا از اثر خستگی بر یک زاویه خاص اجتناب گردد. لازم به ذکر است که اندازه گیری های گشتاور با اصلاح اثرات جاذبه انجام شد. تجزیه و تحلیل داده ها توسط نرم افزار SPSS نسخه ۱۶ صورت گرفت. پس از بررسی طبیعی بودن توزیع متغیرهای اندازه گیری شده با استفاده از آزمون کولموگروف-اسمیرنوف<sup>۱</sup> به منظور

جدول ۱. ویژگی های پیکرسنجی آزمودنی ها

ویژگی های پیکرسنجی آزمودنی ها (میانگین $\pm$ انحراف معیار)				متغیر
سن (سال)	قد (سانتی متر)	وزن (کیلوگرم)	شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)	
۹/۲۱ $\pm$ ۱/۶۶	۱۶۲/۷۱ $\pm$ ۵/۶۷	۵۴/۳۹ $\pm$ ۷/۰۸	۲۰/۶۰ $\pm$ ۳/۱۶	

درد ادراک شده ( $p < 0/001$ ) به طور معنی داری افزایش یافت. - محیط ران: یک و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برون گرا آسیب زا، میانگین محیط میانه ران ( $p < 0/001$ ) به طور معنی داری افزایش یافت و بین هر سه زمان اختلاف معنی دار بود.

#### شاخص های غیرمستقیم آسیب عضلانی ناشی از فعالیت

##### برون گرا

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

جدول ۲. شاخص های غیرمستقیم آسیب عضلانی قبل، یک و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برون گرای آسیب زا

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 معنی دار نسبت به قبل از فعالیت برون گرای حاد آسیب زا

# تفاوت معنی دار نسبت به یک ساعت بعد از فعالیت برون گرای حاد آسیب زا

1. Kolmogorov-Smirnov Test

2. One way Repeated-measures analysis of variance .

3. Bonferroni-corrected Paired-Samples T-Test

به قبل فعالیت و یک ساعت بعد معنی‌دار نبود. مقادیر مسافت و سرعت حرکت مرکز فشار، در دو محور قدامی-خلفی و داخلی-خارجی در ایستادن تک پا (پای برتر) در جدول ۳ ارائه شده است. همان طور که جدول ۳ نشان می‌دهد 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 برون‌گرا حاد آسیب‌زا عضله بازکننده زانوی پای برتر در دختران جوان تمرین‌کرده وجود ندارد ( $P > 0/05$ ).

#### بحث

هدف از تحقیق حاضر بررسی تاثیر فعالیت برون‌گرا 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 خم‌شدن 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 خم‌شدن زانو به طور معنی‌داری کاهش داشت. اما ۴۸ ساعت بعد، این مقدار به طور معنی‌داری افزایش یافت و نسبت به حالت پایه تفاوت معنی‌داری نداشت ( $p < 0/001$ ).

**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 ( $p < 0/001$ ). 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 خم‌شدن زانو به طور معنی‌داری کاهش یافت ( $p \leq 0/05$ ). میزان کاهش گشتاور هم‌طول در زاویه ۹۰ درجه خم‌شدن زانو، ۴۸ ساعت بعد از فعالیت نسبت

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	$445/51 \pm 81/45$	0/15	0/85
		۱ ساعت بعد	$453/16 \pm 115/89$		
		۴۸ ساعت بعد	$441/72 \pm 111/89$		
	سرعت مرکز فشار (میلی‌متر بر ثانیه)	قبل	$14/85 \pm 2/71$	0/15	0/85
		۱ ساعت بعد	$15/10 \pm 3/86$		
		۴۸ ساعت بعد	$14/72 \pm 3/72$		
داخلی - خارجی	مسافت حرکت مرکز فشار (میلی‌متر)	قبل	$385/62 \pm 83/56$	0/29	0/64
		۱ ساعت بعد	$369/86 \pm 99/77$		
		۴۸ ساعت بعد	$37/368 \pm 103/33$		
	سرعت مرکز فشار (میلی‌متر بر ثانیه)	قبل	$12/58 \pm 2/78$	0/29	0/64
		۱ ساعت بعد	$12/32 \pm 3/32$		
		۴۸ ساعت بعد	$12/27 \pm 3/44$		

خان و دیگران (۲۰۰۸) تعادل ایستا ۴۸ ساعت بعد نسبت به حالت پایه تفاوت معنی داری نداشت که همسو با تحقیق حاضر بود. اما در تحقیق توئیست و دیگران (۲۰۱۶) و خان و دیگران (۲۰۱۶)، ۲۴ ساعت پس از فعالیت به ترتیب شاخص ثبات یک طرفه افزایش و مدت زمان ایستادن روی یک پا کاهش یافته بود که دلالت بر کاهش عملکرد تعادل داشت. اندازه‌گیری در تحقیق حاضر ۲۴ ساعت پس از فعالیت آسیب‌زا انجام نشده بود. ضمن این که 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 بوده است. از دلایل ناهمسو بودن تحقیق حاضر با تحقیق خان و دیگران (۲۰۱۶)، توئیست و دیگران (۲۰۰۸) و کریس ول 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 چهار سر رانی پای برتر انجام شده بود، در حالی که در تحقیقات اشاره شده پروتکل فعالیت آسیب‌زا به گونه‌ای بوده است که هر دو اندام تحتانی درگیر و بیشترین آسیب در تحقیق کریس ول و دیگران (۲۰۰۷) و توئیست و دیگران (۲۰۰۸) در عضلات پشت ساق و در تحقیق خان و دیگران (۲۰۱۶) به طور همزمان در عضلات چهارسررانی و همسترینگ ایجاد شده بوده است و چون در کنترل قامت، استراتژی مج<sup>۴</sup> و همکاری عضلانی وابسته به آن، 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 کریس ول 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 بوده باشد. در تحقیق خان و دیگران (۲۰۱۶) نیز به طور همزمان هر دو عضله بازکننده و خم‌کننده زانو دچار آسیب و کاهش قدرت شده بوده است و از آنجایی که کنترل قامت در حالت ایستادن تک پا به ترکیبی از استراتژی‌های مج 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 برون‌گرا حاد با سرعت انقباض بالا در دختران جوان تمرین کرده بود که تایید کننده ایجاد آسیب عضلانی در این گروه می‌باشد. افزایش مشاهده شده در محیط میانه ران متعاقب فعالیت برون‌گرا می‌تواند به علت التهاب عضله باشد (هدایت پور و فالو، 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 تحریک پذیری فیبر عضلانی و نیروی انقباضی عضله می‌شود (هدایت پور 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 کوچک تر 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 کریس ول و دیگران (۲۰۰۷) ناهمسو و با تحقیق توئیست و دیگران (۲۰۱۶) از جهاتی همسو بود. در تحقیق توئیست و دیگران (۲۰۰۸)، تعادل ۳۰ دقیقه و ۴۸ ساعت بعد و در تحقیق

1. Chen &amp; No Saka

2. Hertel

3. Proximal

4. Synergy

5. Levangie &amp; Norkin

6. Riemann

قرار می‌دهد، مطالعات انسانی بیشتری لازم است تا ضمن ارتقای دانش بشری، طراحی برنامه تمرینی برون‌گرای مناسب‌تری را از دیدگاه بیومکانیکی برای مربیان در طراحی برنامه‌های تمرینی و فیزیوتراپی‌ها 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. لذا 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 افتاده و فرد را مستعد آسیب می‌کند، کمک می‌کند. 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 داشته و پاسخ‌های شدیدتر در گروه‌های عضلانی که کمتر فعال می‌باشند، گزارش شده است (چن و دیگران، ۲۰۱۱؛ جامورتاس<sup>۱</sup> و دیگران، ۲۰۰۵) و 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 می‌شود می‌تواند منجر به مهار یا تاخیر پاسخ‌های عصبی-عضلانی در محل آسیب دیده شود (اسملر<sup>۲</sup> و دیگران، ۲۰۰۷) که 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، تکلیف 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 کامل‌تر 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

#### 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.

1. Jamurtas

3. Racinais

2. Semmler

4. Electromyography



- 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., & Guilliams, 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 Eedition. 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(3PT1), 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>1\*</sup>, Heydar Sadeghi <sup>2</sup>, Sobhan Sobhani <sup>3</sup>, Javad Nemati <sup>4</sup>

1. PhD Student of Sports Biomechanic, Faculty of Sports Science, Kharazmi University, Tehran, Iran.

2. Full Professor, Faculty of Sports Science, 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 mechanical 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 test also were used. **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 and Young females

*Journal of Practical Studies of Biosciences in Sport, vol. 5, no. 9, Spring & Summer 2017/2018*

**Received: Oct 10, 2016**

**Accepted: Dec 21, 2016**

\* Corresponding Author, Address: Sport biomechanics department, faculty of sports sciences, Kharazmi University, Tehran;  
Email: fmovaseghi24@yahoo.com DOI:10.22077/jpsbs.2017.621