

## The effect of functional fatigue on timing of electromyography activity of quadriceps and hamstring muscles during single leg jump-landing task in female athletes

Noori M., BS<sup>1</sup>, Minoonejad H., PhD<sup>2</sup>, Seydi F., PhD<sup>2</sup>

1. MSc Student, Faculty of Physical education, University of Tehran, Tehran, Iran 9(Corresponding Author), Tel:+98-21-77927496, Minanoori27@gmail.com

2. Assistant Professor, Sport Medicine Department, Faculty of Physical education, University of Tehran, Tehran, Iran.

### ABSTRACT

**Background and Aim:** Previous studies have shown that fatigue at the end of athletic events is one of the risk factors for ACL injury, causing changes in neuromuscular activity pattern of the muscles around the knee. But few studies have dealt with the effect of functional fatigue in situations similar to real sport conditions of on neuromuscular factors leading to ACL injury. The aim of this study was to evaluate the effect of functional fatigue on timing of muscles involved in ACL injury during single leg jump-landing task in female athletes.

**Material and Methods:** This study included 15 female volleyball, basketball and handball players. Electromyography activity of the quadriceps and hamstring muscles were recorded before and after single leg jump-landing task. For data analysis we used multivariate analysis of variance with repeated measures at significance level of 95% and alpha less than or equal to 0.05.

**Results:** According to the results, fatigue can lead to a delay in the onset of vastus lateralis ( $p=0.002$ ) and semitendinosus muscles activity ( $p=0.049$ ); while there were no significant differences in the onset of activity of rectus femoris ( $p=0.143$ ), vastus medialis ( $p=0.670$ ) and biceps femoris muscles ( $p=0.226$ ) between before and after fatigue.

**Conclusion:** The results showed that fatigue can cause delayed onset of activity of semitendinosus and vastus lateralis muscles, leading to changes in neuromuscular patterns of muscles activation in jump-landing task. This may expose ACL to injury. Therefore, we recommend appropriate training programs to increase muscle performance during fatigue.

**Key words:** Functional Fatigue, Timing of Electromyography Activity, Jump-landing task, Athlete.

**Received:** Oct 26, 2015      **Accepted:** May 9, 2016

## بررسی تاثیر خستگی عملکردی بر زمانبندی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات چهارسررانی و همسترینگ حین تکلیف پرش- فرود تک پا در زنان ورزشکار

مینا نوری<sup>۱</sup>، هومن مینونزاد<sup>۲</sup>، فواد صیدی<sup>۲</sup>

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران، (مؤلف مسئول)، تلفن

ثابت: ۰۲۱-۷۷۹۲۷۴۹۶، minanoori27@gmail.com

۲. استادیار گروه طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

### چکیده

**زمینه و هدف:** خستگی در انتهای مسابقات ورزشی، یکی از عوامل خطر ساز آسیب ACL است و باعث تغییر در الگوهای عصبی-عضلانی فعالیت عضلات اطراف زانو می شود. تاکنون مطالعات اندکی به بررسی تاثیر خستگی عملکردی در موقعیت هایی شبیه به شرایط واقعی مسابقات ورزشی بر روی عوامل عصبی-عضلانی موثر بر آسیب ACL پرداخته اند. لذا هدف از این تحقیق بررسی تاثیر خستگی عملکردی بر زمانبندی فعالیت عضلات موثر در آسیب ACL حین تکلیف پرش-فرود تک پا در زنان ورزشکار بود.

**روش بررسی:** در تحقیق حاضر ۱۵ ورزشکار زن والیبالیست، بسکتبالیست و هندبالیست شرکت کردند. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات چهارسررانی و همسترینگ، قبل و بعد از اعمال خستگی حین تکلیف پرش-فرود تک پا بررسی شد. از روش آماری تحلیل واریانس چند متغیری با اندازه گیری های مکرر در سطح  $p \leq 0.05$  استفاده شد.

**یافته ها:** طبق نتایج بدست آمده خستگی باعث تاخیر در زمان آغاز فعالیت عضلات پهن خارجی ( $p=0.002$ ) و نیم وتری ( $p=0.049$ ) شد؛ در حالی که در زمان آغاز فعالیت عضلات راست رانی ( $p=0.143$ )، پهن داخلی ( $p=0.670$ ) و دوسررانی ( $p=0.226$ )، بین قبل و بعد از خستگی تفاوت معناداری مشاهده نشد.

**نتیجه گیری:** نتایج نشان دادند خستگی باعث تاخیر در شروع فعالیت عضلات نیم وتری و پهن خارجی و در نتیجه تغییر در الگو-های عصبی-عضلانی فعال سازی عضلات در تکلیف پرش-فرود می شود. این امر ACL را مستعد آسیب می سازد. با توجه به نتایج تحقیق، برنامه های تمرینی مناسب جهت افزایش کارایی عضلات در حین خستگی توصیه می گردد.

**واژه های کلیدی:** خستگی عملکردی\_ زمانبندی فعالیت الکترومیوگرافی\_ تکلیف پرش-فرود\_ ورزشکار

وصول مقاله: ۹۴/۸/۵ اصلاحیه نهایی: ۹۵/۱/۲۸ پذیرش: ۹۵/۲/۲۰

## مقدمه

آسیب رباط صلیبی قدامی<sup>۱</sup> (ACL) و بخصوص پارگی آن از جمله شایع‌ترین آسیب دیدگی‌ها در بین ورزشکاران است که با زمان بهبودی طولانی و هزینه‌های اقتصادی و اجتماعی بالایی همراه است. تحقیقات متعدد نشان داده‌اند که خطر بروز آسیب ACL در زنان حدود ۲ تا ۸ برابر بیشتر از مردان ورزشکار در همان رشته ورزشی می‌باشد (۱ و ۲). حدود ۷۰ درصد آسیب‌های رباط صلیبی قدامی مکانیسم غیربرخوردی دارند و در ورزش‌های همراه با کاهش شتاب<sup>۲</sup>، فرود و چرخش‌های مکرر که باعث اعمال نیروهای اکستریک قابل توجه به عضله چهارسررانی می‌شوند، اتفاق می‌افتند. از طرف دیگر آسیب لیگامان ACL مکانیسم چند عاملی دارد که به طور کلی به دو گروه عوامل داخلی شامل عوامل آناتومیکی، هورمونی، عصبی- و اختلافات بیومکانیکی در پوسچر زنان و مردان، و عوامل خارجی شامل اغتشاشات بدنی و بصری، نوع کف کفش، سطح زمین و .. تقسیم‌بندی می‌شوند (۳ و ۴).

فاکتورهای عصبی-عضلانی با قدرت عمومی عضلات ران، زانو، مچ پا، زوایای این مفاصل حین فرود و تعادل در فعال شدن عضلات موافق و مخالف اطراف مفصل در مانورهای ورزشی در ارتباط است. تکنیک فرود نیروی برخوردی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد می‌کند. افزایش و تکرار نیروهای برخوردی در ورزش‌های دارای پرش- فرود مکرر، احتمال بروز آسیب بافت‌های نرم اطراف مفصل را افزایش می‌دهد (۵). در فرودهایی که به صورت تک پا و با زانوی صاف اجرا می‌شوند، احتمال آسیب لیگامان‌های زانو افزایش می‌یابد. در فرود تک پا عضله چهارسررانی بیش از حد فعال شده و خم شدن زانو را با محدودیت روبرو می‌کند. در این حالت عضله چهارسررانی نیروی شدیدی به درشت‌نی وارد، باعث جابجایی قدامی آن و کشیدگی ACL می‌شود (۶).

از آنجایی که بسیاری از ورزش‌ها دارای فرود تک پا می‌باشند، اگر عضلات اطراف مفصل زانو توانایی مقاومت در برابر نیروی وارده در حین فرود را نداشته باشند، خطر آسیب دیدگی افزایش می‌یابد (۷).

فراخوانی و زمان‌بندی مناسب عضلات چهارسررانی و همسترینگ نقش قابل توجهی در ایجاد ثبات زانو بر عهده دارد (۸). کاهش ثبات فعال درشت‌نی- رانی منجر به افزایش تکیه بر ساختارهای غیرفعال شده و شرایط را برای آسیب ACL فراهم می‌کند. ثبات غیرفعال در زمان خاصی بروز می‌کند مانند زمانی که عضلات چهارسررانی و همسترینگ هیچکدام فعال نشده، در سطح کم فعال شده و یا زمانی که به علت وارد شدن اغتشاش ناگهانی، بطور رفلکسی خاموش باشند (۹). مطالعات اپیدمیولوژیک بروز آسیب در اندام تحتانی را در پایان مسابقات و با افزایش زمان بازی گزارش کرده‌اند. این امر بیانگر ارتباط بین خستگی و بروز آسیب می‌باشد (۱۰ و ۱۱). خستگی عضلانی از مهم‌ترین عوامل اختلال و کاهش عملکرد اجرای ورزشی محسوب می‌شود که سبب کاهش قدرت ارادی، ظرفیت عملکردی عضلات، اختلال در فعالسازی همزمان عضلات موافق و مخالف، تغییر در الگوی حرکت و در نهایت کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی-عضلانی می‌شود که افزایش احتمال آسیب دیدگی مفصل را به همراه خواهد داشت (۱۲ و ۱۳). در طول انقباض بیشینه عضله چهارسررانی، هم‌انقباضی عضلات همسترینگ برای حفظ ثبات دینامیک زانو و پیشگیری از نیروهای برشی وارد بر ACL ضروری می‌باشد. خستگی باعث فعال شدن زود هنگام عضله چهارسررانی و تاخیر در فعال شدن عضلات همسترینگ می‌شود. تاخیر در فراخوانی عضلات همسترینگ باعث جابجایی قدامی درشت‌نی شده و در نتیجه فرد را در معرض آسیب ACL قرار می‌دهد (۹ و ۱۴).

از بین عوامل تاثیرگذار بر آسیب رباط ACL تاکنون کمتر به بررسی عامل خستگی که نقش مهمی در فعالیت عصبی-

<sup>1</sup> Anterior Cruciate Ligament

<sup>2</sup> Deceleration

<sup>3</sup> Neuromuscular

تحتانی مانند زانوی پراتزی<sup>۱</sup> و زانوی ضربدری<sup>۲</sup>، وجود بیماری‌های سیستمیک مانند روماتیسم، دیابت و بیماری‌های قلبی-عروقی، مشکلات تعادل، عدم رضایت آزمودنی‌ها و عدم تمایل به ادامه تحقیق، آسیب دیدگی و ایجاد درد در طول انجام تحقیق بود. پس از کسب اجازه از کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه و اخذ فرم رضایت نامه کتبی، با توجه به محدوده تحقیق (معیارهای ورود و خروج)، تعداد ۱۵ ورزشکار به صورت هدفمند به عنوان نمونه آماری در این تحقیق انتخاب شدند. سپس آزمودنی‌ها با پوشیدن لباس مناسب، به مدت ۵ دقیقه به گرم کردن بدن پرداختند. سپس پای غالب آزمودنی‌ها تعیین گردید؛ بدین صورت که از آزمودنی خواسته می‌شد بر روی سکوی ۴۰ سانتیمتری قرار گرفته و بدون گفتن هیچ گونه دستورالعملی درباره نحوه فرود، بر روی یک پا فرود آید. پای که آزمودنی ۲ فرود از ۳ فرود خود را با آن انجام می‌داد، به عنوان پای غالب تعیین گردید (۱۷). عضلات مورد استفاده در این تحقیق، عضلات پهن داخلی<sup>۳</sup>، پهن خارجی<sup>۴</sup> و راست رانی<sup>۵</sup> از گروه عضلات چهارسرانی و عضلات نیم وتری<sup>۶</sup> و دوسرانی<sup>۷</sup> از گروه عضلات همسترینگ بودند. محل الکتروگذاری عضلات براساس پروتکل SENIAM مشخص و الکترودهای دستگاه الکترومیوگرافی سطحی به محل مشخص شده متصل گردیدند. به منظور ثبت لحظه تماس پا با زمین در حین فرود تک پا، دو عدد سوئیچ کف پای به پاشنه و پنجه پای غالب آزمودنی‌ها نصب گردید (۱۸). پس از ارائه توضیحات لازم درباره نحوه انجام پرش-فرود تک پا، آزمودنی‌ها سه حرکت صحیح پرش-فرود تک پا را اجرا کردند و میانگین سه پرش-فرود صحیح به عنوان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مورد نظر در پیش آزمون ثبت و

عضلاتی عضلات هنگام حرکات ورزشی دارد، پرداخته شده است. محققان دریافته‌اند خستگی عضلانی می‌تواند باعث تغییر و کاهش در پاسخ فعالیت عضلات و در نتیجه افزایش جابجایی درشت نی شود (۱۵). در اکثر مطالعات انجام شده تاکنون، تاثیر خستگی بر فعالیت عصبی-عضلانی در طول انقباضات ایزومتریک یا حرکات ایزوکینتیک مفصل بررسی شده است (۱۵ و ۱۶). اما تعداد مطالعاتی که به بررسی خستگی در موقعیت‌هایی شبیه به زمین بازی پرداخته اند، بسیار اندک است. همچنین در اکثر ورزش‌ها تکنیک فرود تک پا به صورت مکرر اجرا می‌شود و در صورت بروز خستگی در پایان مسابقات، ظرفیت عضلات اطراف مفصل زانو برای حمایت از مفصل در حین فرود تک پا کاهش می‌یابد. از این رو هدف از تحقیق حاضر بررسی تاثیر خستگی عملکردی بر زمانبندی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب مؤثر در آسیب لیگامان صلیبی قدامی (همسترینگ و چهارسرانی) در حین تکلیف پرش-فرود تک پا در زنان ورزشکار می‌باشد.

### روش بررسی

روش تحقیق حاضر به دلیل اعمال مداخله و انتخاب هدفمند آزمودنی‌ها، از نوع نیمه تجربی بود. جامعه آماری تمامی دانشجویان ورزشکار زن دانشگاه تهران با محدوده سنی ۱۸ تا ۲۵ سال بودند که حداقل سه سال سابقه حضور مستمر در تیم‌های ورزشی ورزش‌های دارای پرش-فرود مکرر مانند والیبال، بسکتبال و هندبال را داشتند. برای انتخاب آزمودنی‌ها از فرم جمع آوری داده‌ها که شامل اطلاعاتی در ارتباط با ویژگی‌های شخصی (قد، وزن، سن، رشته ورزشی و سابقه بازی) و سابقه آسیب دیدگی اندام تحتانی بود، استفاده شد. معیارهای خروج از تحقیق شامل عدم داشتن BMI بین ۲۰ تا ۲۵، سابقه آسیب دیدگی اندام تحتانی در یکسال گذشته، وجود اختلالات وضعیتی اندام

<sup>1</sup> Genu Varum

<sup>2</sup> Genu Valgus

<sup>3</sup> Vastus Medialis

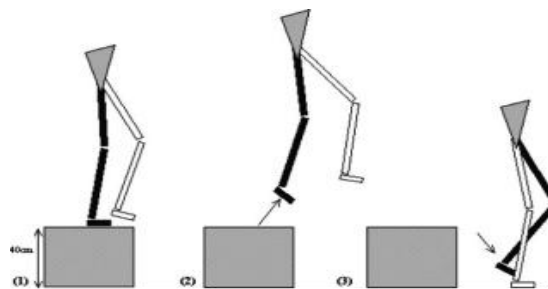
<sup>4</sup> Vastus Lateralis

<sup>5</sup> Rectus Femoris

<sup>6</sup> Semitendinosus

<sup>7</sup> Biceps Femoris

پایی جهت ثبت لحظه تماس پا با زمین به کف پای مورد آزمون نصب گردیده بود). سپس به بالا پریده و با پای مورد آزمون فرود آید و تعادل خود را حداقل برای ۳ ثانیه حفظ نماید. برای هر فرد ۳ پرش-فرود تک پای صحیح که شامل جهش به سمت بالا قبل از فرود، تماس پنجه پا در ابتدا و سپس پاشنه، حفظ تعادل و حفظ راستای تنه حین فرود بود، ثبت گردید (تصویر ۱) (۱۹).



تصویر ۱) نحوه انجام پرش فرود تک پا

محاسبه زمان شروع فعالیت عضلات. ابتدا امواج یکسویه شده و سه برابر انحراف استاندارد میزان فعالیت الکتریکی عضلات در خط زمینه به عنوان آستانه آغاز فعالیت در نظر گرفته شد. زمان آغاز فعالیت عضله نقطه ای بود که فعالیت عضله به آستانه رسیده و حداقل به مدت ۲۵ میلی ثانیه بالای سطح آستانه باقی می ماند (۲۱). از این روش در بازه زمانی ۵۰۰- میلی ثانیه پیش از برخورد پا با زمین تا ۲۵۰+ میلی ثانیه پس از برخورد پا با زمین استفاده شد. برای انجام محاسبات، ابتدا فایل های ثبت شده در برنامه Megawin به فرمت ASCII تبدیل شده و در برنامه MATLAB بررسی شدند. سیگنال های الکترومیوگرافی در برنامه نوشته شده توسط متخصص الکترونیک در محیط MATLAB از فیلتر ۵۰ هرتز عبور داده و سپس موارد عنوان شده در سیگنال ها برای تشخیص فعالیت عضلات لحاظ شد.

بررسی شد. سپس پروتکل خستگی عملکردی مورد استفاده در تحقیق، انجام شد. بلافاصله پس از انجام پروتکل خستگی نیز آزمودنی ها سه بار تکلیف پرش-فرود تک پا را انجام دادند و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات آزمودنی ها در پس آزمون نیز ثبت و بررسی شد. نحوه انجام پرش فرود تک پا، از آزمودنی خواسته می شد دست های خود را بر روی تاج خاصه قرار داده، پای مورد آزمون را از زانو خم کرده و در حالت آزاد نگه دارد و با پای دیگر بر روی پله چهل سانتی متری بایستد (سوئیچ کف

نحوه انجام پروتکل خستگی. بر طبق پروتکل خستگی استفاده شده توسط بهرنس<sup>۱</sup>، جهت ایجاد خستگی عملکردی از پرش های عمودی متوالی<sup>۲</sup> با حداکثر تلاش و ارتفاع پرش استفاده شد. از آزمودنی خواسته می شد بر روی یک تاتامی قرار گرفته و با فرمان آزمونگر پرش را با حداکثر توان انجام دهد. بین هر پرش با پرش بعدی ۳ ثانیه فاصله زمانی وجود داشت که توسط آزمونگر بوسیله یک مترنوم کنترل می شد. از مقیاس میزان نسبی فشار ادراک شده بورگ<sup>۳</sup> جهت سنجش میزان شدت (سختی) حس شده توسط آزمودنی در انتهای هر پروتکل خستگی استفاده شد (۲۰). حالت خستگی هنگامی بوجود می آمد که آزمودنی عدد ۱۶ و بالاتر ("سخت" و "خیلی سخت") را در مقیاس بورگ گزارش می کرد.

<sup>1</sup> Behrens

<sup>2</sup> Countermovement Jump

<sup>3</sup> Rating of Perceived Exertion

جدول ۱) اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌ها (N=۱۵)

متغیر	میانگین	انحراف معیار	بیشینه	کمینه
سن (سال)	۲۲/۲۶	۱/۹۴	۲۵	۱۹
قد (سانتیمتر)	۱۶۹/۲۰	۲/۳	۱۷۴	۱۶۵
وزن (کیلوگرم)	۵۸/۱۳	۳/۵۰	۶۳	۵۳
BMI	۲۰/۳۰	۱/۰۴	۲۲/۰۷	۱۸/۸۰

هنگامی که هر ۵ عضله توأم با هم گرفته می‌شوند، تفاوت معناداری در زمان آغاز فعالیت عضلات مورد مطالعه بین قبل و بعد از خستگی وجود دارد ( $p=۰/۰۰۵$ ). مقدار مجذور اتای ۰/۷۷ نشان‌دهنده اثر زیاد خستگی بر زمان آغاز فعالیت عضلات می‌باشد. این اختلاف در زمان آغاز فعالیت عضلات پهن خارجی ( $p=۰/۰۰۲$ ) و نیم وتری ( $p=۰/۰۴۹$ ) قبل و بعد از خستگی معنادار است، درحالی‌که زمان آغاز فعالیت عضلات راست رانی ( $p=۰/۱۴۳$ )، پهن داخلی ( $p=۰/۶۷۰$ ) و دوسر رانی ( $p=۰/۲۲۶$ )، در قبل و بعد از خستگی تفاوت معناداری نداشته است (جدول ۲).

در نهایت تجزیه و تحلیل داده‌های خام بدست آمده از اندازه گیری متغیرهای تحقیق، به وسیله نرم افزار SPSS نسخه ۱۸ و بهره گیری از آمار توصیفی و استنباطی صورت گرفت. جهت مقایسه زمانبندی فعالیت عضلات مورد مطالعه بین پیش آزمون و پس آزمون از روش آماری تحلیل واریانس چند متغیری با اندازه گیری‌های مکرر<sup>۱</sup> استفاده شد. از مجذور اتا سهمی<sup>۲</sup> برای بررسی اندازه اثر هر یک از متغیرها استفاده شد که در آن مجذور اتای ۰/۰۱ تا ۰/۰۶ اندازه اثر کوچک، مجذور اتای ۰/۰۶ تا ۰/۱۴ اندازه اثر متوسط و مجذور اتای بزرگتر از ۰/۱۴ اندازه اثر بزرگ می‌باشد. سطح معناداری در تحقیق حاضر برابر با ۹۵ درصد و میزان آلفا کوچکتر و یا مساوی با ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

### یافته ها

میانگین و انحراف استاندارد خصوصیات دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول ۱ ارائه شده است.

Repeat<sup>۱</sup>

ed Measure Multivariate analysis of variance (Repeated Measure MANOVA)

<sup>۲</sup> Partial Eta Square

جدول ۲) نتایج آزمون تک متغیری برای مقایسه زمان آغاز فعالیت عضلات منتخب بین قبل و بعد از خستگی

متغیر وابسته	عضله	میانگین $\pm$ انحراف معیار (میلی ثانیه)	Df	F	Sig	مجذور اتا
زمان آغاز فعالیت	راست رانی	پیش آزمون $254/61 \pm 58/39$ *	۱	۲/۴۱	۰/۱۴۳	۰/۱۴
		پس آزمون $219/51 \pm 81/74$				
	پهن داخلی	پیش آزمون $242/22 \pm 62/58$	۱	۰/۱۹	۰/۶۷۰	۰/۰۱
		پس آزمون $236/95 \pm 65/26$				
پهن خارجی	پیش آزمون $250/86 \pm 69/22$	۱	۱۴/۴۹	*۰/۰۰۲	۰/۵۰	
	پس آزمون $218/26 \pm 72/75$					
دوسررانی	پیش آزمون $141/39 \pm 38/31$	۱	۱/۶۰	۰/۲۲۶	۰/۱۰	
	پس آزمون $129/07 \pm 35/35$					
نیم وتری	پیش آزمون $138/24 \pm 55/95$	۱	۴/۶۳	*۰/۰۴۹	۰/۲۴	
	پس آزمون $110/08 \pm 39/70$					

\* نشان دهنده تغییر معنادار از پیش آزمون به پس آزمون

\* منفی نشان دهنده آغاز فعالیت عضله قبل از برخورد پا با زمین در تکلیف پرش فرود

## بحث

طبق نتایج تحقیق حاضر، خستگی عملکردی باعث تغییرات معناداری در زمان آغاز فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مورد مطالعه در آزمودنی‌ها شد. پس از خستگی عضلات پهن خارجی و نیم وتری با تاخیر در زمان آغاز فعالیت همراه بودند.

الگوهای فعال شدن عصبی-عضلانی یکی از حیطه‌های تحقیق در زمینه آسیب‌دیدگی ACL به شمار می‌رود. برنامه‌های کنترل حرکتی که از جانب سیستم عصبی صادر می‌شوند، نقش مهمی در فعالسازی حرکات در خلال انجام فعالیت‌های مختلف دارند. فعالسازی مناسب و به موقع عضلات زانو، توسط برنامه‌های کنترل حرکتی ارائه شده از جانب سیستم عصبی مرکزی، پیش از تماس پا با زمین، نقش مهمی در ایجاد ثبات و استحکام مفصل زانو، به هنگام فرود پس از پرش ایفا می‌کند. آغاز فعالیت عضلات پیش از

تماس پا با زمین، نشان از وجود یک استراتژی کنترل حرکتی مرکزی دارد که عضلات را برای جذب نیروهای تماسی هنگام فرود، آماده می‌کند (۲۲). کراس شاگ کنترل عصبی-عضلانی را تحت عنوان تنظیم فعال شدن عضلانی از طریق سیستم عصبی و عوامل مرتبط با اجرای فعالیت ورزشی بیان کرد. الگوهای فراخوانی عصبی-عضلانی عضلات احاطه‌کننده اطراف زانو، مسئول فراهم کردن سفتی و ثبات دینامیک زانو در طی حرکت می‌باشند (۲۳).

سطح فعالیت متوازن عضلات موافق و مخالف اطراف زانو برای ایجاد پایداری، نشان‌دهنده اهمیت حسی حرکتی<sup>۱</sup> این عضلات است که باید به گونه‌ای تنظیم شوند که بتوانند به صورت کاملاً هماهنگ، در زمان مناسب و در مدت زمان مناسب وارد عمل شوند (۲۴). ثبات دینامیک ناشی از عضلات، نیازمند پیش‌بینی و واکنش نسبت به بارهای

<sup>۱</sup> Sensory motor

دارد. روزی<sup>۲</sup> و همکاران (۱۹۹۹)، در مطالعه خود اثر خستگی روی سستی مفصل زانو و ویژگی‌های عصبی-عضلانی آن را در زنان و مردان بررسی کردند. آن‌ها در این تحقیق تأخیر در شروع فعالیت عضله نیم وتری را گزارش کردند (۱۶). بهرنس و همکاران (۲۰۱۳) پس از خستگی با تأخیر در شروع فعالیت عضلات همسترینگ و افزایش جابجایی قدامی درشت نی مواجه بودند (۲۷). ووجتیز و همکاران (۱۹۹۶) تغییر و کاهش پاسخ فعالیت عضلات همسترینگ را بعثت کاهش در نرخ فعالسازی واحدهای حرکتی پس از اعمال خستگی گزارش کردند. به علت کاهش نرخ فعالسازی واحدهای حرکتی پس از اعمال خستگی گزارش کردند. به علت زمان عکس‌العمل عضله بطول می‌انجامد و عضله همراه با تأخیر فعالیت خود را آغاز می‌کند. بنابراین خستگی می‌تواند باعث کاهش عملکرد عصبی-عضلانی، اختلال در ثبات‌دهی مفصل زانو و وارد آمدن نیروی جابجایی قدامی بر درشت نی شود که فرد را مستعد آسیب ACL قرار می‌دهد (۱۵). در سال ۲۰۱۰ زیس<sup>۳</sup> و همکاران در تحقیقی پس از اعمال پروتکل خستگی عملکردی، تغییر معناداری در شروع فعالیت هیچ کدام از عضلات چهارسرانی و همسترینگ مشاهده نکردند. در این تحقیق از پروتکل عملکردی شبیه‌سازی شده‌ی ورزش هندبال استفاده شد که شامل حرکات برشی بود. به نظر می‌رسد پروتکل خستگی مورد استفاده‌ی زیس که برخلاف پروتکل تحقیق حاضر بر حرکات برشی استوار بود، دلیل عدم تأثیرگذاری آن بر زمان فعال شدن عضلات مورد تحقیق باشد (۲۸).

تأخیر در شروع فعالیت عضلات همسترینگ (مانند پژوهش حاضر) و در نتیجه زودتر فعال شدن عضلات چهارسرانی باعث می‌شود که فلکشن همزمان ران و زانو دچار مشکل شود. بدین ترتیب ران خم شده اما خم شدن زانو آهسته‌تر از ران انجام می‌شود و درشت نی در معرض جابجایی قدامی قرار می‌گیرد (۸). این جابجایی تنها بوسیله ACL کنترل

اعمال شده بر مفصل است. هر عاملی که منجر به تأخیر و مهار عملکرد عوامل ثبات دهنده زانو شود، در درجه اول ثبات زانو و در درجه بعدی آسیب ACL را به دنبال خواهد داشت. چگونگی و زمان فعال شدن عضلات چهارسرانی و همسترینگ، بر توانایی زانو در بهینه کردن سفتی زانو، جذب و پراکنده کردن نیروها تأثیرگذار بوده و از این طریق از آسیب ACL جلوگیری می‌کند (۲۵). فعال شدن زود هنگام چهارسرانی به قدری مخرب است که باعث تأخیر در فعال شدن همسترینگ می‌شود. تأخیر در فراخوانی همسترینگ باعث جابجایی قدامی درشت نی شده و فرد را در معرض آسیب ACL قرار می‌دهد (۹ و ۱۴).

عضلات همسترینگ تأثیری محافظتی بر روی ACL دارند و از طریق مقاومت در برابر نیروهای جلو برنده قدامی درشت نی باعث ایجاد ثبات دینامیک در زانو می‌شوند و هم‌انقباضی این عضلات با عضلات چهارسرانی در حفظ ثبات مفصل زانو بسیار مؤثر است (۲۵ و ۲۰). پاسخ سریع عضلات همسترینگ ممکن است ثبات زانو را در طی ورود نیروهای غیرمنتظره ورزشکاران بهبود ببخشد. وقتی ورزشکار برای جذب نیروها در اندام تحتانی از همسترینگ به درستی استفاده کند، با ایجاد زاویه فلکشن مناسب در زانو به پخش نیروها در مفاصل مختلف کمک کرده و نهایتاً با ایجاد انقباض همزمان در عضلات همسترینگ و چهارسرانی باعث حفظ راستای مناسب در زانو می‌شود (۸). زمانبندی مناسب در فعال شدن عضلات همسترینگ و هم‌انقباضی کافی در عضلات فلکسور زانو نیاز است تا اثرات حاصل از انقباض چهارسرانی را به تعادل برساند، مفصل را در وضعیت فشرده قرار دهد و حداکثر گشتاورهای ابدکتوری و اکستنسوری زانو را کنترل نماید (۲۶).

یافته‌های پژوهش حاضر تأخیر در زمان آغاز فعالیت عضله نیم وتری را نشان داد که این یافته‌ها با نتایج تحقیق بهرنس و همکاران (۲۰۱۳) و ووجتیز<sup>۱</sup> و همکاران (۱۹۹۶) همخوانی

<sup>2</sup> Rozzi

<sup>3</sup> Zebis

<sup>1</sup> Wojtyz



بار به منطقه نامناسب در مفصل زانو شده و احتمال آسیب دیدگی این مفصل را افزایش دهد (۳۱ و ۳۰).

### نتیجه گیری

با توجه به نتایج تحقیق حاضر که نشان از تاخیر در زمان آغاز فعالیت عضله نیم و تری و عضله پهن خارجی دارد، می توان نتیجه گرفت که خستگی به عنوان یک ریسک فاکتور می تواند باعث اختلال در عملکرد عصبی-عضلانی برخی از عضلات اطراف زانو که وظیفه تامین ثبات مفصل هنگام انجام تکالیف پویا نظیر پرش-فرود را بر عهده دارند، شده و نهایتاً می تواند آسیب به لیگامان های زانو مخصوصاً ACL را در پی داشته باشد. از این رو توصیه می گردد مرینان ورزشی تمرینات عصبی-عضلانی را حین خستگی و قبل از رسیدن به آثار مخرب آن، برای آشنایی با این شرایط در جهت به تعویق انداختن خستگی و افزایش ظرفیت عملکردی مدنظر قرار داده و باعث افزایش ثبات مفصل زانو و کاهش آسیب ACL در ورزشکاران شوند.

### تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان نامه کارشناسی ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی از دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تهران می باشد. بدینوسیله از تمام ورزشکارانی که ما را در انجام این تحقیق یاری نمودند، تشکر و قدردانی می گردد.

خواهد شد. بنابراین در صورتی که به طور موقتی زمانبندی مناسبی جهت فعال شدن عضلات وجود نداشته باشد تا در برابر انتقال قدامی درشت نی مقاومت کند، ACL در معرض ورود بارهای بیش از حد قرار می گیرد (۲۶). در حرکات انفجاری مثل پرش-فرود، شوک حاصل از جهش به اندام های تحتانی منتقل می شود و عضلات با فعالسازی به موقع و به اندازه در کاهش شوک وارده نقش اساسی دارند. تاخیر در شروع فعالیت عضلات همسترینگ بعد از خستگی می تواند باعث برهم خوردن نسبت چهارسرانی به همسترینگ و اعمال نیروی نامناسب شود. اگر هم انقباضی مناسب حتی چند میلی ثانیه قبل از برخورد با زمین وجود نداشته باشد، نیروی عکس العمل زمین بار بیش از حدی در کلیه صفحات مخصوصاً صفحه ساجیتال بر درشت نی وارد می کند (۲۸).

نتایج پژوهش حاضر تاخیر در زمان آغاز فعالیت عضله پهن خارجی را پس از خستگی نشان دادند. در سال ۲۰۱۰، زیس و همکاران در تحقیق خود با افزایش در شروع فعالیت عضله پهن خارجی روبرو شدند. اما بولگلا<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۰۸) با مقایسه فعالیت عصبی-عضلانی زانو و ران مردان و زنان حین تکلیف پرش-فرود تک پا دریافتند زنان نه تنها غلبه چهارسرانی بیشتری نسبت به مردان دارند، بلکه عضله پهن خارجی خود را سریعتر از مردان فعال می کنند. این امر می تواند به دلیل تفاوت های بیومکانیکی در فرود زنان نسبت به مردان شامل والگوس بیشتر زانو باشد که باعث استرین قدامی مفرط، ورود فشار بر ساختارهای لیگامانی زانو و در نتیجه در معرض صدمه قرار گرفتن ACL می شود (۲۹). خستگی سبب افزایش گشتاور اداکتوری زانو می شود. گشتاور اداکتوری زانو بوسیله عضلات خارجی ران مانند پهن خارجی و دوسرانی کنترل می شود. در نتیجه تاخیر در شروع فعالیت عضله پهن خارجی مشاهده شده در تحقیق حاضر می تواند سبب افزایش گشتاور اداکتوری زانو، انتقال

<sup>۱</sup> Bolgla

## Reference

1. Daneshmandi H, Saki F. The evaluation of lower extremity static injuries in female athletes with a history of ACL injury. *Journal of Sport Medicine* 2009;1:165-175. [In Persian]
2. Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, Beynon B, Fukubayashi T, Garrett W, et al. Non-contact ACL injuries in female athletes: an international olympic committee current concepts statement. *British Journal of Sports Medicine*. 2008;42:394-412.
3. Arendt E, Dick R. Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer NCAA data and review of literature. *The American Journal of Sports Medicine* 1995;23:694-701.
4. Hertel J, Dorfman JH, Brahm RA. Lower extremity malalignments and anterior cruciate ligament injury history. *Journal of Sports Science & Medicine* 2004;3:220.
5. Koh Y, Lee S, editors. Effects of landing height on lower extremity joint biomechanics during unilateral and bilateral landings. *ISBS-Conference Proceedings Archive*; 2012.
6. Petersen W, Braun C, Bock W, Schmidt K, Weimann A, Drescher W, et al. A controlled prospective case control study of a prevention training program in female team handball players: the German experience. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 2005;125:614-21.
7. Benjaminse A, Habu A, Myers JB. Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2008;16:400-7.
8. Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing acl injuries :current biomechanical and epidemiologic considerations-update 2010. *North American Journal of Sports Physical Therapy: NAJSPT* 2010;5:234.
9. Shultz SJ, Perrin DH, Adams JM, Arnold BL, Gansneder BM, Granata KP. Assessment of neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000;10:159-70.
10. Gabbett T. Incidence of injury in amateur rugby league sevens. *British Journal of Sports Medicine* 2002;36:23-6.
11. Price R, Hodson A. The football association medical research programme: an audit of injuries in academy youth football. *British Journal of Sports Medicine* 2004;38:466-71.
12. Hajiluo B, Anbarian M. Fatigue effects on EMG activity of the muscles around the knee in the stance phase of gait. *Journal of Sports Medicine* 2014;6:73-88. [In Persian]
13. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* 2012;36:162-76.
14. Kimura J. *Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle: principles and practice*: Oxford university press; 2013.
15. Wojtys EM, Wylie BB, Huston LJ. The effects of muscle fatigue on neuromuscular function and anterior tibial translation in healthy knees. *The American Journal of Sports Medicine* 1996;24:615-21.
16. Rozzi SL, Lephart S. Effects of muscular fatigue on knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female athletes. *Journal of Athletic Training* 1999;34:106.
17. Hargrave MD, Carcia CR, Shultz SJ. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. *Journal of Athletic Training* 2003;38:18.
18. Anbarin M, Ismaili H, Hosseinijad S, Rbiei M. Compare the muscle activity of the muscles around the knee during walking and running in patients with varus deformity of the knee and controls. *Journal of Research in Rehabilitation Sciences* 2012;1:298-309. [In Persian]

19. Caulfield B, Garrett M. Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. *Clinical Biomechanics* 2004;19:617-21.
20. Borg GA. Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc* 1982;14:377-81.
21. Hodges PW, Bui BH. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control* 1996;101:511-9.
22. Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait & Posture* 2005;21:85-94.
23. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck JR, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball video analysis of 39 cases. *The American Journal of Sports Medicine* 2007;35:359-67.
24. Borghuis J, Hof AL, Lemmink KA. The importance of sensory-motor control in providing core stability. *Sports Medicine* 2008;38:893-916.
25. Baratta R, Solomonow M. Muscular coactivation :The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *The American Journal of Sports Medicine* 1988;16:113-22.
26. Zazulak BT, Ponce P, Straub SJ, Hewett T. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2005;35:292-9.
27. Behrens M, Mau-Moeller A, Bruhn S. Effect of fatigue on hamstring reflex responses and posterior-anterior tibial translation in men and women. *PloS one* 2013;8:e56988.
28. Zebis MK, Bencke J, Andersen LL, Alkjær T, Suetta C, Mortensen P, et al. Acute fatigue impairs neuromuscular activity of anterior cruciate ligament-agonist muscles in female team handball players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 2011;21:833-40.
29. Bolgla L. Gender differences in hip and knee neuromuscular activity during a single-leg landing. *Journal of Athletic Training* 2008;43:543-60.
30. Gehring D, Melnyk M, Gollhofer A. Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clinical Biomechanics* 2009;24:82-7.
31. Hautfield G. The effects of quadriceps impairment on lower limb kinematics, kinetics and muscle activation during gait in young adults: [Thesis] Dalhousie University Halifax, Nova Scotia, Canada; 2009.