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[1], Minoonejad H., PhD[2], Seydi F., PhD[2]

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

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-12]

مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی کردستان / دوره بیست و یکم / مهر و آبان ۱۳۹۵-۸۲/۷۳

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

مینا نوری[۱]، هومن مینونژاد[۲]، فواد صیدی[۲]

۱.دانشجوی کارشناسی ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران، (مولف مسئول)، تلفن ثابت:۷۷۹۲۷۴۹۶-۰۲۱، 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 خطرساز آسیب ACL است و باعث تغییر در الگوهای عصبی-عضلانی فعالیت عضلات اطراف زانو می‌شود. تاکنون مطالعات اندکی به بررسی تاثیر خستگی عملکردی در موقعیت‌هایی شبیه به شرایط واقعی مسابقات ورزشی بر روی عوامل عصبی-عضلانی موثر بر آسیب ACL پرداخته‌اند. 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 گیری‌های مکرر در سطح $p\leq ۰/۰۵$استفاده شد.

یافته‌ها: طبق نتایج بدست آمده خستگی باعث تاخیر در زمان آغاز فعالیت عضلات پهن خارجی ($p=۰/۰۰۲$) و نیم‌وتری ($p=۰/۰۴۹$) شد؛ درحالی‌که در زمان آغاز فعالیت عضلات راست رانی ($p=۰/۱۴۳$)، پهن داخلی ($p=۰/۶۷۰$) و دوسررانی ($p=۰/۲۲۶$)، بین قبل و بعد از خستگی تفاوت معناداری مشاهده نشد.

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

واژه‌های کلیدی: خستگی عملکردی_زمانبندی فعالیت الکترومیوگرافی_ تکلیف پرش-فرود _ ورزشکار

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

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-12]

مقدمه

آسیب رباط صلیبی قدامی [1] (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 (۲و۱). حدود ۷۰ درصد آسیب‌های رباط صلیبی قدامی مکانیسم غیربرخوردی دارند و در ورزش‌های همراه با کاهش شتاب [2]، فرود و چرخش‌های مکرر که باعث اعمال نیروهای اکسنتریک 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 (۴و۳).

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 ازحد 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 آسیب‌دیدگی افزایش می‌یابد (۷).

فراخوانی و زمان‌بندی مناسب عضلات چهارسررانی و همسترینگ نقش قابل‌توجهی در ایجاد ثبات زانو بر عهده دارد (۸). کاهش ثبات فعال درشت نئی- 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 (۱۱و ۱۰). 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 وکارایی سیستم عصبی-عضلانی می‌شود که افزایش احتمال آسیب دیدگی مفصل را به همراه خواهد داشت (۱۳و۱۲). 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 می شود. تاخیر در فراخوانی عضلات همسترینگ باعث جابجایی قدامی درشت نی شده و در نتیجه فرد را در معرض آسیب ACL قرار می‌دهد (۱۴و۹).

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

[1] Anterior Cruciate Ligament
[2] Deceleration
[3] Neuromuscular

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-12]

عضلانی 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 درطول انقباضات ایزومتریک یا حرکات ایزوکینتیک مفصل بررسی شده است (۱۶و۱۵). 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 آزمودنی ها، 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 تیم های ورزشی ورزش های دارای پرش-فرود مکرر مانند والیبال، بسکتبال و هندبال را داشتند. برای انتخاب آزمودنی‌ها از فرم جمع آوری داده ها 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 تحتانی مانند زانوی پرانتزی[1] و زانوی ضربدری[2]، 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 آزمودنی ها 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. پایی 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[3]، پهن خارجی[4] و راست رانی[5] از گروه عضلات چهارسرانی و عضلات نیم وتری[6] و دوسررانی[7] از گروه عضلات همسترینگ بودند. محل الکترودگذاری 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 پایی 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

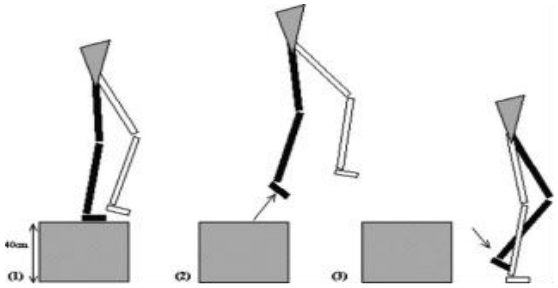
[1] Genu Varum
[2] Genu Valgus
[3] Vastus Medialis
[4] Vastus Lateralis
[5] Rectus Femoris
[6] Semitendinosus
[7] Biceps Femoris

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-12]

بررسی شد. سپس پروتکل خستگی عملکردی مورد استفاده در تحقیق، انجام شد. بلافاصله پس از انجام پروتکل خستگی نیز آزمودنی‌ها سه بار تکلیف پرش-فرود تک پا را انجام دادند و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات آزمودنی‌ها در پس آزمون نیز ثبت و بررسی شد.

نحوه انجام پرش فرود تک پا. از آزمودنی خواسته می‌شد دست‌های خود را بر روی تاج خاصره 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 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(تصویر۱) (۱۹).

.



تصویر۱) نحوه انجام پرش فرود تک پا

نحوه انجام پروتکل خستگی. بر طبق پروتکل خستگی استفاده شده توسط بهرنس[1]، جهت ایجاد خستگی عملکردی از پرش‌های عمودی متوالی[2] 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 مترونوم کنترل می‌شد. از مقیاس میزان نسبی فشار ادراک شده بورگ[3] جهت سنجش میزان شدت (سختی) حس شده توسط آزمودنی در انتهای هر پروتکل خستگی استفاده شد (۲۰). حالت خستگی هنگامی بوجود می‌آمد که آزمودنی عدد ۱۶ و بالاتر ("سخت" و "خیلی سخت") را در مقیاس بورگ گزارش می کرد.

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.

[1] Behrens
[2] Countermovement Jump
[3] Rating of Perceived Exertion

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-12]

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[1] استفاده شد. از مجذور اتا سهمی[2] برای بررسی اندازه اثر هر یک از متغیرها استفاده شد که در آن مجذور اتای ۰/۰۱ تا ۰/۰۶اندازه اثر کوچک، مجذور اتای ۰/۰۶ تا ۰/۱۴اندازه 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.

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 (جدول۲).

[1] Repeated Measure Multivariate analysis of variance (Repeated Measure MANOVA)

[2] Partial Eta Square

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-12]

جدول۲) نتایج آزمون تک متغیری برای مقایسه زمان آغاز فعالیت عضلات منتخب بین قبل و بعد از خستگی

متغیر وابسته	عضله	میانگین ± انحراف معیار (میلی ثانیه)	Df	F	Sig	مجذور اتا
زمان آغاز فعالیت	راست رانی	پیش آزمون ۵۸/۳۹±۲۵۴/۶۱-•	۱	۲/۴۱	۰/۱۴۳	۰/۱۴
		پس آزمون ۸۱/۷۴±۲۱۹/۵۱-				
	پهن داخلی	پیش آزمون ۶۲/۵۸±۲۴۲/۲۲-	۱	۰/۱۹	۰/۶۷۰	۰/۰۱
		پس آزمون ۶۵/۲۶±۲۳۶/۹۵-				
	پهن خارجی	پیش آزمون ۶۹/۲۲±۲۵۰/۸۶-	۱	۱۴/۴۹	*۰/۰۰۲	۰/۵۰
		پس آزمون ۷۲/۷۵±۲۱۸/۲۶-				
	دوسررانی	پیش آزمون ۳۸/۳۱±۱۴۱/۳۹-	۱	۱/۶۰	۰/۲۲۶	۰/۱۰
		پس آزمون ۳۵/۳۵±۱۲۹/۰۷-				
	نیم‌وتری	پیش آزمون ۵۵/۹۵±۱۳۸/۲۴-	۱	۴/۶۳	*۰/۰۴۹	۰/۲۴
		پس آزمون ۳۹/۷۰±۱۱۰/۰۸-				

*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[1] 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

[1] Sensory motor

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-12]

اعمال‌شده 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 تاخیر در فعال شدن همسترینگ می‌شود. تاخیر در فراخوانی همسترینگ باعث جابجایی قدامی درشت نی شده و فرد را در معرض آسیب ACL قرار می‌دهد (۱۴و ۹).

عضلات همسترینگ تأثیری محافظتی برروی 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 (۲۵و۲). 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 هم-انقباضی 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 ابداکتوری و اکستنسوری زانو را کنترل نماید (۲۶).

یافته‌های پژهش حاضر تاخیر در زمان آغاز فعالیت عضله نیم وتری را نشان داد که این یافته‌ها با نتایج تحقیق بهرنس و همکاران (۲۰۱۳) و ووجتیز[1] و همکاران (۱۹۹۶) همخوانی دارد. روزی[2] 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 تاخیر در شروع فعالیت عضله نیم وتری را گزارش کردند (۱۶). بهرنس و همکاران (۲۰۱۳) پس از خستگی با تاخیر 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 بعلت کاهش در نرخ فعالسازی واحدهای حرکتی پس از اعمال خستگی گزارش کردند. به علت کاهش نرخ فعالسازی واحدهای حرکتی پس از خستگی، زمان عکس‌العمل عضله بطول می انجامد و عضله همراه با تاخیر فعالیت خود را آغاز می کند. بنابراین خستگی می-تواند 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 می-دهد (۱۵).در سال ۲۰۱۰ زبیس[3] 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 شبیه سازی شده ی ورزش هندبال استفاده شد که شامل حرکات برشی بود. به نظر می رسد پروتکل خستگی مورد استفاده ی زبیس که برخلاف پروتکل تحقیق حاضر بر حرکات برشی استوار بود، دلیل عدم تاثیرگذاری آن بر زمان فعال شدن عضلات مورد تحقیق باشد (۲۸).

تاخیر 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 می شود و درشت نی در معرض جابجایی قدامی قرار می گیرد (۸). این جابجایی تنها بوسیله ACL کنترل

[1] Wojtyz

[2] Rozzi

[3] Zebis

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-12]

خواهد شد. بنابراین درصورتی 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 ازحد قرار می‌گیرد (۲۶). در حرکات انفجاری مثل پرش-فرود، شوک حاصل از جهش به اندام‌های تحتانی منتقل می‌شود 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 می‌تواند باعث برهم خوردن نسبت چهارسرانی به همسترینگ و اعمال نیروی نامناسب شود. اگر هم‌انقباضی مناسب حتی چند میلی‌ثانیه قبل از برخورد با زمین وجود نداشته باشد، نیروی عکس‌العمل زمین بار بیش ازحدی 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، زیبس و همکاران در تحقیق خود با افزایش در شروع فعالیت عضله پهن خارجی روبرو شدند. اما بولگلا[1] 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 می‌کنند. این امر می-تواند به دلیل تفاوت‌های 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 می‌شود (۲۹). خستگی سبب افزایش گشتاور اداکتوری زانو می‌شود. گشتاور اداکتوری زانو بوسیله عضلات خارجی ران مانند پهن خارجی و دوسررانی کنترل می‌شود. در نتیجه تاخیر در شروع فعالیت عضله پهن خارجی مشاهده شده در تحقیق حاضر می‌تواند سبب افزایش گشتاور اداکتوری زانو، انتقال بار به منطقه نامناسب در مفصل زانو شده و احتمال آسیب دیدگی این مفصل را افزایش دهد (۳۱و ۳۰).

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج تحقیق حاضر که نشان از تاخیر در زمان آغاز فعالیت عضله نیم وتری 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 نهایتا می تواند آسیب به لیگامان های زانو مخصوصا ACL را در پی داشته باشد. از این رو توصیه می گردد مربیان 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 مدنظرقرار 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.

[1] Bolgla

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-12]

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, Beynnon 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, Braham 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, Hosseininejad 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]

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-12]

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.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-12]