Published Online: 2017. March.19 **Research Article**

Effect of Core Muscle Functional Fatigue on Some of Kinematics Parameters Related to ACL Injury during Single-Leg Stop-Jump Task in Female Athletes

Safiyeh Khosravi[1*], Elham Shirzad Eraghi[2], Foad Seydi[3]

1. MSc in Corrective Exercises and Sport Injury, Faculty of Physical education, University of Tehran, Tehran, Iran
2. Assistant Professor of Corrective Exercises and Sport Injury, Faculty of Physical education, University of Tehran, Tehran, Iran
3. Associated Professor of Corrective Exercises and Sport Injury, Faculty of Physical education, University of Tehran, Tehran, Iran

Received: 2016.November.28 Revised: 2017. February.10 Accepted: 2017.March.11

Abstract

Background and Aim: Although the internal and external risk factors of anterior cruciate ligament (ACL) injury have extensively been studied, biomechanical and neuromuscular risk factors that put women at risk for this injury are unclear. Since muscle weakness is a contributing factor in ACL injury, the current research was conducted to study how weakness or strength of muscle, especially core muscles, can affect lower limbs performance and injury. Fatigue is also a negative contributing factor to the performance of core muscles. In this regard, the present study aimed at evaluating the effect of core muscles fatigue on some kinematic parameters associated with ACL injury during single-leg stop-jump maneuver in female athletes.

Materials and Methods: A total of 30 female athletes were selected and divided into two groups of control and experimental. We used a protocol for recorded fatigue to exhaust the core muscles and the Vicon Motion Analysis device to analyze kinematic parameters.

Results: The flexion angle and knee valgus at the moment of initial contact of the foot with the ground and the maximum amount of flexion and knee valgus during single-leg stop-jump maneuver were measured. A significant difference was observed between flexion angle of the knee at the moment of initial contact of the foot with the ground before (6.82) and after (2.36) intervention and knee valgus before (3.10) and after (5.80) intervention in the experimental group ($p<0.05$). Also, a significant difference was observed between the maximum amount of knee flexion before (12.45) and after (23.35) and maximum amount of knee valgus before (13.06) and after (16.68) intervention in the experimental group ($p<0.05$).

Conclusion: It is concluded from the results of the present study that core muscles fatigue can influence the flexion angle and knee valgus and the maximum amount of flexion and knee valgus.

Keywords: Core muscles, Fatigue, Kinematic, Single-Leg Stop-jump Maneuver, ACL injury

Cite this article as: Safiyeh Khosravi, Elham Shirzad Eeaghi, Foad Seydi. Effect of Core Muscle Functional Fatigue on Some of Kinematics Parameters Related to ACL Injury during Single-Leg Stop-Jump Task in Female Athletes. J Rehab Med. 2018; 7(1): 10-21.

* **Corresponding Author**: Safiyeh Khosravi. Master of Corrective Exercises and Sport Injury, Faculty of Physical education, University of Tehran, Tehran, Iran.

E-mail address: khosravi68@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2018.110698.1467

تاثیر خستگی عملکردی عضلات مرکزی بدن بر برخی از پارامترهای کینماتیکی مرتبط با آسیب لیگامان صلیبی قدامی طی مانور توقف–پرش تک‌پا در زنان ورزشکار

صفیه خسروی[1*]، الهام شیرزاد عراقی[2]، فواد صیدی[3]

۱. کارشناسی ارشد آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه بهداشت و طب ورزش، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
۳. دانشیار آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی ، گروه بهداشت و طب ورزش، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۵/۰۹/۰۸ بازنگری مقاله ۱۳۹۵/۱۱/۲۲ پذیرش مقاله ۱۳۹۵/۱۲/۲۱ *

چکیده

مقدمه و اهداف

عوامل خطرآفرین درونی و بیرونی آسیب ACL به طور وسیعی مورد مطالعه قرار گرفته است، اما عوامل خطر بیومکانیکی و عصبی–عضلانی که زنان را در معرض این آسیب قرار می‌دهد هنوز مبهم است. ضعف عضلانی از عوامل دخیل در آسیب ACL می‌باشد. تحقیقات کنونی به سوی مطالعه اینکه چگونه ضعف و یا قدرت عضلات، خصوصا عضلات مرکزی می‌تواند بر روی عملکرد و آسیب اندام تحتانی موثر باشد، سوق یافته است. همچنین خستگی نیز یکی از عوامل تاثیرگذار منفی بر عملکرد عضلات ناحیه مرکزی بدن می‌باشد. از این رو هدف تحقیق حاضر تاثیر خستگی عملکردی عضلات مرکزی بدن بر برخی از پارامترهای کینماتیکی مرتبط با آسیب ACL طی مانور توقف–پرش تک‌پا در زنان ورزشکار می‌باشد.

مواد و روش‌ها

تعداد ۳۰ زن ورزشکار انتخاب و به دو گروه کنترل ۱۴ نفر و تجربی ۱۶ نفر تقسیم شدند. در تحقیق حاضر از پروتکل خستگی عملکردی برای خسته کردن عضلات ناحیه مرکزی و از دستگاه Vicon Motion Analyses برای تحلیل پارامترهای کینماتیکی استفاده شد.

یافته‌ها

میزان زاویه فلکشن و والگوس زانو در لحظه تماس اولیه پا با زمین، حداکثر میزان فلکشن و والگوس زانو درحین مانور توقف–پرش تک‌پا اندازه‌گیری شد. بین میزان فلکشن زانو قبل (۶/۸۲) و بعد از مداخله (۲/۳۶) و والگوس زانو قبل (۳/۱۰) و بعد از مداخله (۵/۸۰) در لحظه تماس اولیه پا و بین حداکثر میزان فلکشن زانو قبل (۱۲/۴۵) و بعد از مداخله (۲۳/۳۵) و حداکثر میزان والگوس زانو قبل (۱۳/۰۶) و بعد از مداخله (۱۶/۶۸) در گروه تجربی تفاوت معناداری مشاهده شد ($p\leq0/05$).

نتیجه‌گیری

نتیجه تحقیق حاضر نشان می‌دهد که خستگی عضلات ناحیه مرکزی بدن بر میزان زاویه فلکشن و والگوس زانو در لحظه تماس اولیه پا با زمین و حداکثر آن تاثیر دارد.

واژگان کلیدی

عضلات ناحیه مرکزی؛ خستگی عملکردی؛ کینماتیک؛ مانور توقف–پرش تک‌پا؛ آسیب ACL

نویسنده مسئول: صفیه خسروی، کارشناسی ارشد آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

آدرس الکترونیکی: sepide.khosravi68@gmail.com

مقدمه و اهداف

زانو از بزرگترین مفاصل بدن است. یک مفصل لولایی اصلاح‌شده و پیچیده که توسط عناصر متعدد داخلی و خارجی مانند استخوان‌ها، عضلات، تاندون‌ها و لیگامان‌ها محافظت می‌شود. به علت سطحی بودن مفصل این عناصر بیشتر در معرض آسیب قرار می‌گیرند.[۱] اندام تحتانی علاوه بر آنکه پایه و سطح اتکای آدمی است، عامل جابجایی او نیز است. بنابراین ناهنجاری‌های این بخش علاوه بر تغییرات وضعیت ایستاده، جابجایی را نیز تحت تاثیر قرار می‌دهد. هر ساله تعداد قابل توجهی از افراد در جهان دچار آسیب زانو ناشی از فعالیت‌های ورزشی، سوانح و تصادفات می‌شوند. شایع‌ترین آسیب لیگامانی زانو، پارگی لیگامان صلیبی قدامی با احتساب ۴۰٪ آسیب‌های ورزشی می‌باشد که در ورزشکاران جوان ۱۵ تا ۲۵ ساله شیوع بیشتری دارد.[۲ و ۳] محققان گزارش کرده‌اند نرخ شیوع آسیب ACL، ۲۵۰۰۰۰ رویداد سالانه در آمریکا می‌باشد و ۱۷۵۰۰۰ جراحی ACL در آمریکا در هر سال انجام می‌شود که هزینه‌ای بالغ بر ۲ بیلیون دلار به همراه دارد. نتایج حاصل از تحقیقات متعدد نشان داده است که مکانسیم آسیب ACL، ۷۰ درصد ساز و کار غیربرخوردی و ۳۰ در صد ساز و کار برخوردی دارند.[۴] با وجود آن که هم زنان و هم مردان در معرض این آسیب قرار می‌گیرند، اما میزان شیوع این آسیب در زنان بیشتر است. زنان ورزشکار در ورزش‌های همراه با کاهش شتاب، فرود و چرخش‌های مکرر، ۲ تا ۸ برابر مردان از آسیب لیگامان مذکور رنج می‌برند.[۵] بر اساس نتایج تحقیقات متعدد آسیب‌های رخ داده در زنان و مردان ورزشکار با نوع رشته ورزشی نیز رابطه مستقیم دارد. برای مثال، زنان در ورزش‌های رزمی، راگبی، فوتبال، فوتبال آمریکایی، بسکتبال، ژیمناستیک و والیبال بیشتر در معرض آسیب قرار دارند.[۶] آسیب لیگامان صلیبی قدامی ماهیت چند عامله دارد و عوامل بیرونی و درونی زیادی در بروز این آسیب دخیل هستند، اما به طور ویژه اختلافات ساختاری اندام تحتانی، الگوهای حرکتی، ساز و کارهای ویژه فعال‌سازی عضلات چهار سر پای مسلط به هنگام جابجایی درشت نی، نحوه فرود و سطح هورمون تولیدی، از عوامل اختصاصی است که با آسیب ACL زنان ارتباط دارد.[۷] انحرافات بیومکانیکی اندام تحتانی در ران، زانو و مچ پا ممکن است ورزشکار را مستعد آسیب ACL سازد.[۸] با توجه به این موضوع که ضعف عضلانی از عوامل موثر در آسیب ACLمی‌باشد مطالعات کنونی محققان به سوی مطالعه اینکه چگونه ضعف و یا قدرت عضلات، خصوصا عضلات مرکزی می‌تواند بر روی عملکرد و آسیب اندام‌های تحتانی موثر باشد، سوق یافته است.[۹، ۱۰] در این راستا نشان داده شده است که عضلات مرکزی بدن، بدون توجه به جهت حرکت قبل از حرکت اندام‌های تحتانی و فوقانی فعال می‌شوند و قسمت مرکزی بدن با تأمین پایداری، نقش مهمی در ایجاد یک سطح اتکای با ثبات، برای انجام حرکات اندام تحتانی دارد. همچنین میزان قدرت عضلات مرکزی در کنترل راستای اندام تحتانی و کاهش بارهای وارد بر مفاصل اندام تحتانی به ویژه زانو موثر می‌باشد.[۱۱-۱۳] بنابراین هماهنگی مناسب عضلات مرکزی بدن جهت تولید، انتقال و کنترل مناسب نیروها و حرکاتی که در بدن اتفاق می‌افتد، ضروری است و ضعف یا کاهش هماهنگی عضلات مرکزی بدن می‌تواند منجر به ایجاد الگوهای حرکتی غیرطبیعی و یا انواع مختلفی از آسیب‌های ورزشی به ویژه آسیب لیگامان صلیبی قدامی گردد.[۱۴، ۱۵] عوامل مختلفی می‌تواند باعث اختلال در عملکرد عضلات از لحاظ زمانبندی[۱۳، ۱۱]، فعال‌سازی[۱۴] و تعادل[۱۱، ۱۵-۱۸] شده و در نهایت سبب بروز نقص در الگوهای حرکتی[۱۹] می‌شود که "خستگی" یکی از آنها است.[۱۱، ۱۳، ۱۴-۲۱] خستگی پدیده‌ای رایج و پیچیده است که به صورت کاهش ظرفیت تولید نیرو طی فعالیت‌های ورزشی به وجود آمده و باعث اختلال در فاکتورهای مختلف عملکرد ورزشکاران، ایجاد ضعف و یا کاهش هماهنگی عضلات مرکزی می‌شود در واقع خستگی یکی از عواملی است که می‌تواند موجب کاهش هماهنگی و افت عملکرد عضلات شود.[۱۵، ۱۶] مشاهده شده است که خستگی مناطق مختلف اندام تحتانی می‌تواند در تغییر الگوی حرکتی این بخش از بدن موثر باشد که این اثرگذاری می‌تواند از طریق تغییر میزان فعالیت عضلانی و یا تغییرات کینیکی و کینماتیکی مرتبط با مفاصل باشد.[۱۷، ۱۸] همچنین خستگی می‌تواند حفظ تعادل مرتبط با ثبات مرکزی بدن را کاهش دهد[۸، ۱۹، ۲۰] و با توجه به این که عضلات مرکزی بدن جهت ایجاد یک سطح اتکای با ثبات برای انجام حرکات متناسب اندام‌ها ضروری هستند، خستگی این بخش ممکن است بر روی عملکرد و یا آسیب افراد به خصوص ورزشکاران و یا افراد آسیب‌دیده اثرگذار باشد.

آسیب لیگامان صلیبی قدامی منجر به ناپایداری زانو می‌شود.[۸، ۱۹-۲۱] همچنین این عارضه می‌تواند با ایجاد مشکلاتی در زمینه‌ی کارآئی ورزشی افراد، افزایش ریسک ضایعات آتی مینیسک‌ها، خطر دژنراسیون و استئوآرتریت مفصل زانو و نیز مشکلات و مسائل روحی و روانی و در نهایت مانع بازگشت افراد به خصوص ورزشکاران به ورزش و بازنشستگی زودهنگام در آنها شود.[۲۲-۲۴] میزان موفقیت در جراحی برای بازسازی لیگامان، برگشت بازیکنان به ورزش پس از دوره توانبخشی و خطر آسیب دوباره آنها نیز از موارد بحث محققان می‌باشد که اهمیت پیشگیری از وقوع این آسیب را نشان می‌دهد. فاکتورهای بیومکانیکی بسیاری در افزایش احتمال آسیب لیگامان صلیبی قدامی موثر می‌باشد که از جمله می‌توان به والگوس زانو، کاهش فلکشن هیپ و زانو، افزایش روتیشن داخلی هیپ، افزایش ابداکشن هیپ و زانو اشاره نمود.[۲۵-۲۷] بسیاری از محققان معتقدند که اغلب آسیب‌های لیگامان صلیبی قدامی با تغییر یافتن بیومکانیک حرکت ورزشکاران قابل پیشگیری است. ترکیب کاهش زاویه فلکشن مفصل زانو همراه با فعالیت افزایش یافته عضله چهارسر، نیروی برشی گسترده‌تری را به لیگامان وارد می‌کند که احتمال پارگی آن را افزایش می‌دهد.[۲۸] در مطالعات کینماتیکی افرادی که در حین ورزش دچار آسیب ACL

شده‌اند، نشان داده شده است که حرکات برشی و فرود[1] در مقایسه با حرکت‌های رو به جلو، خطر بیشتری ایجاد می‌کند.[۲۷، ۲۸] با توجه به مطالبی که بیان شد مفصل زانو یکی از پر آسیب‌ترین مناطق بدن می‌باشد. در تحقیقات نشان داده شده است که این منطقه از بدن بیشتر در زمان‌های انتهایی مسابقات یا تمرین آسیب می‌بیند که نقش خستگی را در آن پررنگ‌تر می‌کند. از طرفی تحقیقات نشان داده‌اند ثبات مرکزی یکی از اجزای مهم در عملکرد ورزشی و همچنین بروز آسیب‌های اندام تحتانی می‌باشد. از آنجا که ورزش همواره با خطر آسیب‌دیدگی همراه است، محققان همواره به دنبال شناسایی، تعدیل و حذف الگوهای حرکتی خطرزا بوده‌اند. لذا هدف از تحقیق حاضر بررسی تاثیر مستقیم خستگی عضلات ناحیه مرکزی بدن بر اساس یک پروتکل عملکردی بر برخی پارامتر های کینماتیکی آسیب ACL طی مانور توقف-پرش تک‌پا می‌باشد.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی مداخله‌ای و در آن تعداد ۳۰ زن ورزشکار انتخاب و پس از تکمیل فرم رضایت فردی و بدون آسیب زمینه-ای دیگر در اندام تحتانی به دو گروه کنترل ۱۴ نفر (میانگین و انحراف استاندارد، وزن ۶۱/۲۱±۸/۴۶ گیلوگرم، قد ۱۷۰/۸۶±۵/۶۱سانتی-متر، سن ۲۲/۷۱±۲/۷۵ سال) و تجربی ۱۶ نفر (میانگین و انحراف استاندارد، وزن ۶۵/۹۴±۷/۹۶ گیلوگرم، قد ۱۷۳/۳۱±۵/۸۱سانتی‌متر، سن ۲۱/۹۴±۲/۷۶ سال) تقسیم شدند. بعد از گرم کردن، تمام آزمودنی‌ها مانور توقف-پرش تک‌پا را با پای غالب انجام دادند. برای ارزیابی کینماتیکی سه بعدی، این مانور از شش دوربین پرسرعت مادون قرمز Vicon استفاده شد که در لحظه اجرای مانور توقف-پرش توسط آزمودنی‌ها، حرکت از سه نمای فرونتال، ساجیتال و افقی ثبت شد. مانور توقف-پرش به این شکل انجام شد که بین نقطه شروع و پایان مانور، مسافتی معادل ۴۰٪ قد فرد در نظر گرفته شد و از وی خواسته شد که یک جهش افقی از نقطه شروع به نقطه پایان انجام دهد و در ادامه یک تلاش حداکثری برای پرش عمودی داشته باشد. از هر نمونه ۳ بار تکرار، ضبط و ثبت انجام شد. در ادامه کار پروتکل خستگی عملکردی عضلات مرکزی بر روی افراد گروه تجربی اعمال شد که پروتکل خستگی مورد استفاده در تحقیق حاضر شامل چهار ست متوالی از شش تمرین بود که زمان انجام آن ۲۴ دقیقه بود، به طوری که آزمودنی هر تمرین را در مدت ۴۰ ثانیه انجام داد و ۲۰ ثانیه نیز بین هر دو تمرین مختلف استراحت کرد. فاصله استراحت بین ست‌ها نیز برابر با ۲۰ ثانیه بود. گروه کنترل ابتدا مانور توقف-پرش تک‌پا را انجام دادند و پس از ۲۴ دقیقه استراحت، دوباره از آنها مانور توقف-پرش تک‌پا گرفته شد. اگر چه تحقیق درنی همدانی و همکاران میزان اثر بخشی این پروتکل خستگی را در بروز خستگی عضلات کر در ورزشکاران زن دانشگاهی گزارش کردند، با این وجود پس از انجام پروتکل خستگی، برای اطمینان از اینکه آیا آزمودنی‌های گروه تجربی به میزان کافی از سطح خستگی رسیده اند یا خیر، از مقیاس بورگ[2] (RPE) استفاده شد.[۲۹] برای اندازه‌گیری RPE از آزمودنی‌ها خواسته شد تا احساس واقعی خود را در مورد شدت فعالیتی که انجام داده-اند، بیان کنند. سپس با استفاده از جدول طرح شده توسط بورگ مقیاس آن استخراج شد و افرادی که کمتر از امتیاز ۱۵ را کسب کرده بودند، از پروژه تحقیق خارج شدند. بعد از پروتکل خستگی، دوباره تمام آزمودنی‌ها مانور توقف-پرش تک‌پا را مشابه قبل از خستگی انجام دادند. کینماتیک مفصل زانو (فلکشن و والگوس) در لحظه تماس اولیه پا با زمین و حداکثر مقدار هر یک از متغیرها در حین مانور توقف-پرش تک‌پا مورد ارزیابی قرار گرفتند. متغیرهای کینماتیکی زانو با استفاده از نرم‌افزار Nexus Vicon 2.4.0 محاسبه شد و داده‌های خام سه بعدی استخراج شده از مانور توقف-پرش تک‌پا با استفاده از فیلتر Butterworth Digital فیلتر شده و تمام داده‌های کینماتیکی به وسیله Static Calibration Trial نرمال شدند.[۳۰]

نحوه انجام تمرینات پروتکل خستگی به شرح ذیل می‌باشد.

تصویر ۱: تمرینات پروتکل خستگی عملکردی

[1] Landing
[2] Rating of Perceived Exertion

تمرین شماره ۱: چرخش قسمت بالایی تنه در حالت دراز و نشست به وسیله مدیسین بال[3] دو کیلوگرمی (تصویر ۱)
نحوه انجام تمرین: فرد در حالی که پاهایش از روی تشک فاصله دارد و زانوها مقداری در فلکشن قرار دارند، باید یک توپ طبی دو کیلوگرمی را در دست می‌گرفت و با آن شروع به دراز و نشست می‌کرد. در این تمرین، در هر بار که فرد به حالت نشسته در می‌آمد باید قسمت تنه را به همراه توپی که در دست داشت به یک سمت (یکبار به راست و یکبار به چپ) می‌چرخاند.
تمرین شماره ۲: خم شدن به طرفین بر روی سوئیس بال۴ همراه با وزنه دو کیلوگرمی (تصویر ۱)
نحوه انجام تمرین: برای انجام این تمرین فرد باید در حالی که یک وزنه دو کیلوگرمی در دست داشت و یک نفر نیز پای وی را محکم گرفته بود، از پهلو بر روی سوئیس بال دراز می‌کشیده و سپس به سمت پایین خم می‌شد و بالا می‌آید. این تمرین برای هر دو سمت بدن اجرا شد.
تمرین شماره ۳: چرخش قسمت بالایی تنه همراه با یک وزنه در وضعیت خوابیده به شکم بر روی سوئیس بال (تصویر ۱)
نحوه انجام تمرین: در این تمرین فرد در حالی که با شکم بر روی سوئیس بال دراز کشیده بود و پاهایش محکم ثابت شده بود، می‌بایست وزنه دو کیلوگرمی را بر روی سینه نگه می‌داشت و از ناحیه مرکزی بدن تنه را به سمت پایین خم می‌کرد و سپس بالا می‌آمد. شایان ذکر است در حین به پایین رفتن و بالا آمدن، هر بار تنه به یک سمت (یکبار به راست و یکبار به چپ) می‌چرخد.
تمرین شماره ۴: دراز و نشست روی سطح شیب‌دار همراه با وزنه دو کیلوگرمی (تصویر ۱)
نحوه انجام تمرین: فرد مطابق با تصویر فوق باید در حالی که یک وزنه دو کیلوگرمی را بر روی سینه نگه داشته بود، بر روی صندلی مخصوص دراز و نشست با شیب منفی می‌نشست و پاها را در زیر جای مخصوص ثابت می‌کرد. سپس باید تا جایی که می‌توانست تنه را به سمت پایین برده و به صندلی نزدیک می‌کرد، و دوباره به حالت نشسته (وضعیت اولیه) برمی‌گشت.
تمرین شماره ۵: چرخش قسمت تحتانی تنه به طرفین در حالت خوابیده به پشت با سوئیس بال (تصویر ۱)
نحوه انجام تمرین: در این تمرین، فرد باید در حالی که به پشت بر روی تشک خوابیده و دست‌ها به طرفین باز شده بود، سوئیس بال را بین دو پا قرار می‌داد. سپس پاها را از مفصل ران تا حدود ۹۰ درجه نسبت به تنه بالا می‌آورد. در چنین شرایطی، فرد می‌بایست با حرکت قسمت تحتانی تنه (ناحیه کمری–لگنی)، پاها را به پهلوی راست و تا نزدیکی سطح زمین پایین می‌آورد، سپس به حالت قائمه اولیه بازگشته و این بار از پهلوی چپ حرکت را تکرار می‌کرد.
تمرین شماره ۶: چرخش تنه به طرفین در حالت ایستاده در برابر مقاومت کش تمرینی (تصویر ۱)
نحوه انجام تمرین: برای انجام این تمرین فرد باید کش ورزشی که در نقطه‌ای روی دیوار ثابت شده بود را با یک دست می‌گرفت و در حالی که پاها و اندام تحتانی وی ثابت بود، تنه را به سمت مخالف دستی که کش را گرفته بود، می‌چرخاند.
برای تجزیه و تحلیل داده‌ها ابتدا از میانگین و انحراف استاندارد جهت انجام آمار توصیفی و جهت اطمینان از طبیعی بودن داده‌های تحقیق از آزمون آماری کلموگروف–اسمیرنوف استفاده شد. سپس به منظور آزمون فرضیه‌ها از آزمون آماری t وابسته برای مقایسه قبل و بعد از اجرای آزمون و از آزمون آماری t مستقل برای تعیین تفاوت هر یک از متغیرهای تحقیق بین دو گروه تجربی و کنترل استفاده شد. لازم به ذکر است که سطح معناداری در تحقیق حاضر $P<۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

بین آزمودنی‌های گروه تجربی و کنترل تفاوت معناداری در میزان زاویه والگوس مفصل زانو در مرحله پس‌آزمون وجود دارد، به طوری که گروه تجربی دارای میزان زاویه والگوس بیشتری بودند. مقایسه میزان زاویه والگوس مفصل زانو در لحظه تماس اولیه پا، طی مانور توقف–پرش تک‌پا طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه‌های تجربی و کنترل در جدول ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱: نتایج آزمون t وابسته جهت مقایسه میزان زاویه والگوس مفصل زانو قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی

متغیر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	تفاوت میانگین	t	df	sig
تجربی	۳/۱۰	۵/۸۰	۲/۷۰	۲/۲۰	۱۵	۰/۰۴*
کنترل	۳/۹۲	۲/۸۶	۱/۰۵	۱/۵۴	۱۳	۰/۱۴

*** سطح معناداری ۰/۰۵**

[3] Medicine Ball
[4] Swiss Ball

بین آزمودنی‌های گروه تجربی و کنترل تفاوت معناداری در میزان زاویه فلکشن مفصل زانو در مرحله پس‌آزمون وجود دارد؛ به طوری که گروه تجربی دارای میزان زاویه فلکشن کمتری بود. مقایسه میزان زاویه فلکشن مفصل زانو در لحظه تماس اولیه پا، طی مانور توقف–پرش تک‌پا طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه‌های تجربی و کنترل در جدول۲ نشان داده شده است.

جدول۲: نتایج آزمون t وابسته جهت مقایسه میزان زاویه فلکشن مفصل زانو قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی

متغیر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	تفاوت میانگین	t	df	sig
تجربی	۶/۸۲	۲/۳۶	۴/۴۶	۶/۲۵	۱۵	۰/۰۰۱*
کنترل	۶/۸۹	۷/۳۴	۰/۴۵	۰/۸۹	۱۳	۰/۳۸

*** سطح معناداری ۰/۰۵**

بین آزمودنی‌های گروه تجربی و کنترل تفاوت معناداری در حداکثر زاویه والگوس مفصل زانو در مرحله پس‌آزمون وجود دارد؛ به طوری که گروه تجربی دارای حداکثر زاویه والگوس بیشتری بود. مقایسه حداکثر زاویه والگوس مفصل زانو طی مانور توقف-پرش تک‌پا طی پیش-آزمون و پس‌آزمون در گروه‌های تجربی و کنترل در جدول ۳ نشان داده شده است.

جدول۳: نتایج آزمون t وابسته جهت مقایسه حداکثر زاویه والگوس مفصل زانو قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی

متغیر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	تفاوت میانگین	t	df	sig
تجربی	۱۳/۰۶	۱۶/۶۸	۳/۶۱	۶/۲۸	۱۵	۰/۰۰۱*
کنترل	۱۲/۷۹	۱۲/۵۴	۰/۲۴	۰/۲۹۰	۱۳	۰/۷۷

*** سطح معناداری ۰/۰۵**

بین آزمودنی‌های گروه تجربی و کنترل تفاوت معناداری در حداکثر زاویه فلکشن مفصل زانو در مرحله پس‌آزمون وجود دارد؛ به طوری که گروه تجربی دارای حداکثر زاویه فلکشن کمتری بود. مقایسه حداکثر زاویه فلکشن زانو طی مانور توقف–پرش تک‌پا طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه‌های تجربی و کنترل در جدول ۴ نشان داده شده است.

جدول٤ : نتایج آزمون t وابسته جهت مقایسه میزان زاویه خم شدن مفصل زانو قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی

متغیر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	تفاوت میانگین	t	df	sig
تجربی	۴۵/۱۲	۳۵/۲۳	۹/۸۹	۱۷/۵۹	۱۵	۰/۰۰۱*
کنترل	۴۳/۵۹	۴۳/۸۶	۰/۲۶	۰/۲۳	۱۳	۰/۸۲

*** سطح معناداری ۰/۰۵**

بحث

یافته‌های تحقیق حاضر نشان داد که خستگی عملکردی عضلات مرکزی بدن بر میزان زاویه فلکشن مفصل زانو در لحظه تماس اولیه پا طی مانور توقف–پرش تک‌پا و همچنین بر حداکثر زاویه فلکشن مفصل زانو طی مانور توقف–پرش تک‌پا تاثیر دارد. به عبارت دیگر، همان‌گونه که نتایج تحقیق حاضر نیز نشان داد خستگی عضلات مرکزی در گروه تجربی سبب کاهش میزان زاویه فلکشن مفصل زانو در لحظه تماس اولیه پا طی مانور توقف–پرش تک‌پا شد، از طرفی نیز کاهش حداکثر زاویه فلکشن مفصل زانو طی مانور توقف–پرش تک‌پا را به دنبال داشت.

عضلات ناحیه مرکزی بدن در مرکز زنجیره حرکتی عملکردی قرار گرفته و در حقیقت محوری برای عملکرد موثر اندام‌ها هستند که از طریق افزایش تولید نیرو و کاهش بارهای مفصلی در تمامی فعالیت‌ها عمل می‌کنند[۳۱ و ۳۲]. بنابراین، به نظر می‌رسد عضلات مرکزی ضعیف باعث وقفه در انتقال انرژی و ایجاد الگوهای حرکتی غیرطبیعی شده که این امر سبب افزایش احتمال بروز آسیب می‌شود[۳۳-۳۵] . نقش عملکرد مناسب عضلات ناحیه مرکزی بدن در پیشگیری و درمان برخی از آسیب‌های ورزشی تا حدودی ثابت شده است. با وجود این میزان تاثیر خستگی این عضلات بر میزان زاویه والگوس مفصل زانو، میزان زاویه فلکشن مفصل زانو، حداکثر زاویه والگوس مفصل زانو و حداکثر زاویه فلکشن زانو تاکنون به وضوح مشخص نشده است. از آنجا که ورزش همواره با خطر آسیب‌دیدگی همراه است، محققان همواره به دنبال شناسایی، تعدیل و حذف الگوهای حرکتی خطرزا بوده‌اند. لذا هدف از تحقیق حاضر بررسی تاثیر مستقیم خستگی عضلات ناحیه مرکزی بدن بر اساس یک پروتکل عملکردی بر برخی پارامترهای کینماتیکی آسیب ACL طی مانور توقف–پرش تک‌پا می‌باشد.

یافته‌های تحقیق حاضر با نتایج مطالعات درنی همدانی (۱۳۹۳)، لیتون (۲۰۰۴)، آبت و همکاران (۲۰۰۷)، هارت و همکاران (۲۰۰۹)، اورتیز و همکاران (۲۰۱۰)، شیری (۲۰۱۱)، مکمولن و همکاران (۲۰۱۱)، کرتس و همکاران (۲۰۱۲)، حسن لویی و همکاران (۲۰۱۲)، لانگپر و

همکاران (۲۰۱۲)، جامسون و همکاران (۲۰۱۳) و مورفی (۲۰۱۵) همراستا است. نتایج تحقیقات حاکی از آن است که خستگی عضلات مرکزی احتمالاً بر عملکرد و میزان فلکشن مفصل زانو تاثیر می‌گذارد. به عنوان مثال، نتایج حسن لویی و همکاران (۲۰۱۲) نشان داد که خستگی عضلانی باعث کاهش و تأخیر در فعال شدن هر دو عضله چهار سر و عضلات همسترینگ در پاسخ به آشفتگی سریع بی‌ثبات-کننده می‌شود، همچنین به طور بالقوه باعث کاهش ثبات در اطراف زانو می‌شود و این در حالی است که کاهش زاویه فلکشن زانو ممکن است احتمال استرس لیگامانی زانو را افزایش دهد. کمتر شدن زاویه فلکشن مفصل زانو متعاقب خستگی باعث پایین آمدن مرکز مفصلی از طریق تاثیر خستگی بر روی گروه عضلات چهارسر رانی می‌شود. به نظر می‌رسد محل خستگی عضلات باعث کاهش ثبات دینامیکی مفصل زانو از طریق صفحات ساجیتال و فرونتال باشد.[۴۳] لانگپر و همکاران (۲۰۱۲) نیز نشان دادند خستگی باعث کاهش گشتاوری ایزومتریک می‌شود. خستگی باعث تغییر در زاویه فلکشن زانو، سفتی پویایی زانو و فعال شدن عضلات دخیل می‌شود. خستگی همچنین نیروهای کششی در مفصل زانو را کم می‌کند. در تحقیق آنها از بین ۲۰ نفری که تحت خستگی قرار گرفته بودند، کاهش ۲۵ درصدی در فلکشن و کشش مفصل داشتند.[۴۴] همان‌گونه که مشاهده شد آزمودنی‌ها تحقیق حاضر نیز همانند نتایج لانگپر و همکاران (۲۰۱۲) کاهش در فلکشن مفصل زانو متعاقب خستگی عملکردی عضلات مرکزی را نشان دادند. علاوه بر این، نتایج تحقیق حاضر در ارتباط با کاهش فلکشن زانو ناشی از خستگی عضلات مرکزی با تحقیق مورفی (۲۰۱۵) همخوان است. مورفی[۵](۲۰۱۵) اثر خستگی عضلات شکمی بر روی کینماتیک و فعالیت عضلانی مرتبط با آسیب ACL اندام تحتانی در طی تکلیف پرش–فرود دو پا را مورد بررسی قرار داد، هرچند پروتکل خستگی در تحقیق مورفی با تحقیق حاضر تفاوت داشت. بدین صورت که در تحقیق وی خستگی به صورت انقباض ایزومتریک بر روی عضلات شکمی در حالت فلکشن ۴۰ درجه تنه صورت گرفت و پروتکل خستگی مورد استفاده در پژوهش حاضر شامل چهار ست متوالی از شش تمرین بود، اما نتایج وی نشان داد خستگی عضلات شکمی باعث کاهش زاویه فلکشن زانو شد؛ لذا طبق این نتایج، مورفی گزارش کرد خستگی عضلات شکمی بر آسیب ACL تاثیرگذار است.[۴۲] نتایج پژوهش اورتیز و همکاران (۲۰۱۰) بالاترین شباهت را با یافته‌های تحقیق حاضر داشت. آنها اثرات خستگی بر روی ثبات مفصل زانو را در طی دو تست پرشی بررسی کردند که دو وظیفه شامل پرش دراپ تک‌پایی و پرش به بالا بود.[۴۱] نتایج تحقیق آنها نیز همانند پژوهش حاضر نشان داد عوامل آسیب‌زننده به مفصل زانو نظیر کاهش فلکشن زانو در جلسات خستگی بیشتر است. یکی از دلایل احتمالی در توجیه اثرات منفی خستگی، کاهش فعالیت الگوهای سیگنالی نورون‌های آوران و وابران است که موجب افزایش زمان عکس‌العمل عضلانی می‌شود و لذا کاهش فلکشن در مفصل زانو را به دنبال دارد.[۴۷] این تأخیر در آغاز انقباض عضلانی توانایی انجام اعمال جبرانی جهت تصحیح حرکات ایجادشده در مفاصل اندام تحتانی در طول فعالیت‌های پویا را کم می‌کند.[۵۰] از آنجایی که در پژوهش حاضر فعالیت عضلانی ، حرکت مفصل هیپ و سینماتیک مچ پا مورد ارزیابی قرار نگرفت، نمی‌توان در مورد توزیع خستگی در اندام تحتانی به طور ویژه نظر داد. مطالعات گذشته پیش‌فعال‌سازی عضلات اندام تحتانی[۵۸، ۵۹] و عضلات تنه[۶۰، ۶۱] قبل از تماس با زمین طی حرکات پرش و فرود را نشان داده‌اند. به طوری که هنگام انجام حرکات پرش و فرود، هماهنگی عصبی–عضلانی عضلات تنه و اندام تحتانی نقش مهمی در فعالیت‌های عملکردی همچون جذب نیرو، جلوگیری از سقوط تنه، تولید نیرو و کنترل جهت پرش دارد.[۵۹] از طرفی، خستگی باعث کاهش بسیاری از فاکتورها از جمله توانایی تولید نیرو، هماهنگی عصبی–عضلانی، دقت کنترل حرکتی، حس عمقی، ثبات مفصلی، هم انقباضی عضلات و افزایش زمان عکس‌العمل می‌شود، نتیجه اصلی آن کاهش مشخص در عملکرد عضلات است.[۶۲، ۴۱، ۱۶] این تغییر در عملکرد با توجه به ورزش‌های مختلف متفاوت بوده و توسط عوامل مختلفی مثل میزان کاهش استقامت و توان عضلانی، کاهش عملکرد مهارت حرکتی، و خطاهای ذهنی کنترل می‌شود. کاهش عملکرد متعاقب خستگی با توجه به نوع انقباض، نوع گروه عضلانی به کار گرفته شده، شدت و مدت تمرین متغیر است. هرگونه تغییر در عملکرد عضلات ناشی از خستگی منجر به کاهش توانایی عضلات در پیشگیری از آسیب‌های ورزشی می‌شود.[۶۱]

از آنجایی که در پژوهش حاضر آزمودنی‌ها فلکشن مفصل زانو در آزمودنی‌ها کاهش پیدا کرد و هیچ پاسخ جبرانی برای جذب انرژی مکانیکی ضربه‌ای مشاهده نگردید. این نشان می‌دهد که نمونه‌ها در موقعیت خطرناکتری فرود آمدند و احتمال آسیب به ACL افزایش پیدا می‌کرد. مطالعات قبلی انجام‌شده بر روی جسد نشان داده‌اند که کاهش زاویه‌ی فلکشن زانو می‌تواند سبب افزایش کشش ACL شود.[۳۰] ترکیب کاهش زاویه فلکشن مفصل زانو و فعالیت افزایش‌یافته عضله چهارسر، نیروی برشی گسترده‌تری را به لیگامان وارد می‌کند که احتمال پارگی آن را افزایش می‌دهد.[۲۷] آزمودنی‌ها پس از اعمال خستگی با فلکشن کمتری فرود را انجام دادند. این نوع فرود می‌تواند کشش روی ACL را افزایش دهد و اثبات‌کننده‌ی شواهدی است که نشان می‌دهد آسیب‌های بیشتری در مراحل انتهایی یک رقابت اتفاق می‌افتد.

[5] Murphy

مرکز بدن به عنوان جعبه‌ای عضلانی در نظر گرفته می‌شود که به ثبات ستون فقرات، لگن و زنجیره حرکتی طی حرکات عملکردی کمک می‌کند. هنگامی که این سیستم به درستی کار می‌کند منجر به توزیع مناسب و تولید حداکثر نیرو با حداقل نیروهای فشارنده، انتقالی و برشی در مفاصل زنجیره حرکتی و همچنین کنترل بهینه حرکات و جذب مناسب نیروهای ضربه‌ای ناشی از نیروهای عکس‌العمل زمین طی فرود می‌گردد.[۵۴] ناحیه مرکزی باثبات، انتقال موثر نیروها از زمین برای ایجاد حرکات و یا تولید گشتاور در اندام‌ها را تسهیل می‌کند.[۵۵] تنه قوی و پایدار یک پایه و ساختار محکم و استوار برای تولید گشتاورهای ایجادشده در اندام‌ها فراهم می‌کند[۵۶]، زیرا ناحیه مرکزی بدن، مرکز زنجیره حرکتی اکثر فعالیت‌های حرکتی و به خصوص ورزشی است. همچنین، کنترل قدرت، تعادل و حرکت ناحیه مرکزی بدن، عملکرد زنجیره حرکتی اندام‌های فوقانی و تحتانی را افزایش می‌دهد.[۵۳، ۵۷] فعال‌سازی هماهنگ عضلات مرکزی برای ایجاد ثبات و بازدهی عملکردی بسیار مهم است که این امر نیازمند کنترل قدرت، تعادل و حرکت ناحیه مرکزی بدن می‌باشد.[۴۵]

یافته‌های تحقیق حاضر نشان داد که خستگی عملکردی عضلات مرکزی بدن بر میزان زاویه والگوس مفصل زانو در لحظه تماس اولیه پا طی مانور توقف-پرش تک‌پا و همچنین بر حداکثر زاویه والگوس مفصل زانو طی مانور توقف-پرش تک‌پا تاثیر دارد. به عبارت دیگر، همان‌گونه که نتایج تحقیق حاضر نیز نشان داد خستگی عضلات مرکزی در گروه تجربی سبب افزایش میزان زاویه والگوس مفصل زانو در لحظه تماس اولیه پا طی مانور توقف-پرش تک‌پا شد، از طرفی نیز افزایش حداکثر زاویه والگوس مفصل زانو طی مانور توقف-پرش تک‌پا را به دنبال داشت.

ایرلند[۶] در مطالعه خود اصطلاح "پوزیشن بی‌بازگشت[۷]" را برای مکانیسم غالب آسیب ACL به کار می‌برد که شامل چرخش داخلی و نزدیک شدن ران، والگوس زانو و چرخش خارجی تیبیا روی پای پرونیت شده می‌شود.[۶] پارگی لیگامان صلیبی قدامی (ACL) اغلب در زمان انجام حرکات کاتینگ، پرش و فرودها، حین کاهش شتاب و یا تغییر مسیرهای ناگهانی رخ می‌دهد. این حرکات بارهای خارجی روی مفصل زانو را افزایش می‌دهد[۴، ۵] که نتیجه آن افزایش نیرو و گشتاور بر روی بافت‌های فعال و غیرفعال است. اورتیز و همکاران (۲۰۱۰) اثرات خستگی بر روی ثبات مفصل زانو را در طی دو تسک پرشی بررسی کردند.[۴۱] نتایج تحقیق آنها نیز نشان داد که عوامل آسیب‌زننده به مفصل زانو (والگوس افزایش‌یافته) در جلسات خستگی، بیشتر است. نیروی گشتاور والگوس بر روی زانو باعث افزایش جابجایی قدامی تیبیا و فشار بر روی ACL می‌شود.[۲۷] با توجه به نتایج این تحقیقات و همچنین یافته‌های تحقیق حاضر می‌توان بیان نمود که ثبات ناکافی در ناحیه تنه می‌تواند در ریسک آسیب اندام تحتانی به خصوص آسیب ACL تاثیرگذار باشد.

آنالیزهای ویدئویی نیز دو مکانیسم برای آسیب ACL متصور شده‌اند که شامل والگوس زانو و جابجایی قدامی تیبیا می‌باشد.[۳]

فاکتورهای بیومکانیکی بسیاری در افزایش احتمال آسیب لیگامان صلیبی قدامی موثر می‌باشد که از جمله می‌توان به والگوس زانو، افزایش روتیشن داخلی هیپ، افزایش ابداکشن هیپ و زانو اشاره نمود.[۲۶، ۲۷] بسیاری از محققان معتقدند که اغلب آسیب‌های لیگامان صلیبی قدامی با تغییر یافتن بیومکانیک حرکت ورزشکاران قابل پیشگیری است. اعمال عضلات باید به طور دقیق، در زمان مناسب، برای مدت صحیح و با ترکیبی درست از نیروها اتفاق بیفتد[۵۳، ۵۴] به نظر می‌رسد تاثیر مخرب خستگی بر اعمال عضلات مرکزی بدن و هماهنگی این عضلات با اندام تحتانی، باعث افزایش میزان زاویه والگوس در لحظه تماس اولیه پا طی مانور توقف-پرش تک‌پا و همچنین افزایش حداکثر زاویه والگوس طی مانور توقف-پرش تک‌پا در مطالعه حاضر شده است.

از طرف دیگر، یافته‌های تحقیق حاضر تا حدودی با نتایج بنجامینسن و همکاران (۲۰۰۸)، ستین و همکاران (۲۰۰۸)، دلگادو و همکاران (۲۰۱۱)، کوارتز و همکاران (۲۰۱۲)، دکر (۲۰۱۳) و کوب و همکاران (۲۰۱۴) ناهمخوان است.[۳۰، ۳۹، ۴۶، ۴۷، ۴۹] در توجیه ناهمخوانی یافته‌های فوق با تحقیق حاضر می‌توان به موارد زیر اشاره کرد. نکته اول تفاوت در نحوه خسته شدن عضلات است که برای این منظور غالباً از روش‌های مختلفی استفاده شده است. به عنوان مثال، می‌توان به دستگاه آیزوکینتیک، تست بیرینگ-سورنسن، استفاده از تردمیل، و سایر پروتکل‌های خستگی اشاره کرد که هر کدام از این روش‌ها با مکانیسم متفاوتی سبب خستگی عضلانی می‌شوند.[۳۷، ۵۰، ۵۱] نکته دوم، تفاوت مطالعات در سنجش حد مطلوب خستگی در مقالات مختلف است. به عنوان مثال، می‌توان به دستگاه آیزوکینتیک، دستگاه الکترومیوگرافی سطحی (روش فرکانس میانه) و یا معیارهای کیفی مانند مقیاس بورگ و همچنین معیارهای محقق ساخته اشاره کرد.

نتایج تحقیقات حاکی از آن هستند که خستگی عضلات مرکزی احتمالاً بر عملکرد و میزان آسیب اندام تحتانی تاثیر می‌گذارد. به عنوان مثال، نتایج تحقیق آبت و همکاران (۲۰۰۷) نیز نشان داد بعد از اعمال پروتکل خستگی حرکات زانو در صفحات ساجیتال و فرونتال دارای تغییرات معناداری بودند و نتیجه گرفتند که با توجه به تغییرات نامناسب در کینماتیک مفاصل، خستگی عضلات مرکزی می‌تواند در وقوع آسیب‌های پرکاری مؤثر واقع شود.[۳۷] در تحقیق حاضر نیز در نتیجه خستگی در عضلات مرکزی تغییراتی در میزان فلکشن و والگوس مشاهده شد که می‌تواند به آسیب‌های پرکاری منجر شود. نتایج تحقیق مکمولن و همکاران (۲۰۱۱) کاهش معناداری در کیفیت عملکرد

[6] Ireland
[7] Point of No Return

عصبی–عضلانی اندام تحتانی به دنبال خستگی عضلات سرینی میانی را نشان داد.[۳۶] همچنین، یافته‌های پژوهش کرتس و همکاران (۲۰۱۲) نشان داد که یک پروتکل خستگی اندام تحتانی بر روی مکانیک و میزان آسیب اندام تحتانی در دو نوع حرکت Side Step و توقف–پرش تأثیر دارد و خستگی باعث تغییر در مکانیک اندام‌های تحتانی و همچنین باعث تغییر در مکانیسم‌های فرود شده است. آنها در این تحقیق عنوان نمودند که تأکید بر مکانیک‌های مناسب باید از شروع تمرین یا بازی باشد تا بتواند به طور بالقوه به کم شدن اثر خستگی بر روی مکانیسم اندام تحتانی کمک کند. این اطلاعات ممکن است در توسعه برنامه‌های پیشگیری‌کننده از آسیب ACL مفید واقع شود.[۳۹] نتایج تحقیق کریستوفر و همکاران(۲۰۱۰) نیز نشان داد که ضعف عضلات لگن متعاقب خستگی می‌تواند حرکت مفصل زانو را افزایش داده و گشتاور تولیدی را در مفصل زانو به صفحه فرونتال انتقال دهد. این تغییرات همانند موارد مشاهده شده در مفصل زانوی آزمودنی‌های تحقیق حاضر می‌تواند در افزایش آسیب‌های ACL نقش بسیار مهمی دارد.[۲۹]

تحقیق بنجامینسن و همکاران (۲۰۰۸) که از تحقیقات مخالف با پژوهش حاضر است به این موضوع اشاره می‌کند که با توجه کاهش فلکشن مفصل زانو، با وجود آن که میزان این کاهش کم بود، اما این می‌تواند تلاشی برای افزایش پایداری زانو پس از خستگی باشد، زیرا کاهش فلکشن زانو مانع والگوس می‌شود و فرود با فلکشن کمتر زانو نیازمند قدرت عضلانی اکسترنسیک بیش از حدی نخواهد بود. با فلکشن کمتر زانو، نمونه‌ها می‌توانند بیشتر بر ساختار استخوانی و بافت‌های غیرقابل‌انقباض اطراف زانو، مثل لیگامان‌های جانبی محکم تکیه کنند، فیبرهای عضلانی دارای ظرفیت کمتری برای جذب انرژی در حین خستگی هستند، اما با وجود آن که این می‌تواند موقعیتی با نیاز به انرژی کمتر باشد، فرد به دلیل افزایش کشش بر روی ACL در معرض ریسک بیشتری برای آسیب قرار می‌گیرد.[۳۰]

در تحقیق حاضر برخلاف غالب تحقیقات پیشین، از یک پروتکل تمرینی عملکردی برای خسته کردن مجموع عضلات ناحیه مرکزی بدن استفاده شد که اثربخشی آن نیز به وسیله دستگاه بیوفیدبک فشاری به تأیید رسیده بود. بنابراین، نه تنها مشکل اعمال خستگی به صورت موضعی در بسیاری از تحقیقات پیشین مرتفع شد، بلکه با درگیر ساختن عضلات ناحیه مرکزی در پروتکل خستگی تحقیق حاضر، مشکل بررسی تنها یک و یا تعداد معدودی از مجموع ۲۹ جفت عضله ناحیه مرکزی بدن در تحقیقات پیشین نیز حل گردید. در نتیجه با اطمینان بالاتری می‌توان ادعا کرد که خستگی عضلات ناحیه مرکزی می‌تواند با افزایش میزان/حداکثر زاویه والگوس و کاهش میزان/حداکثر زاویه فلکشن مفصل زانو طی مانور توقف–پرش تک‌پا همراه بوده و در نتیجه بر احتمال آسیب ACL تاثیرگذار باشد.

تحقیقات در مورد چگونگی تاثیر آزمون‌های عملکردی بر روی پارامترهای کینماتیکی اندام تحتانی ممکن است اطلاعات با ارزشی را برای هدایت طرح پژوهش فراهم نموده و باعث بهبود برنامه‌های توانبخشی برای جبران آسیب‌های مفصلی شود.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج تحقیق حاضر، مشاهده شد که پروتکل خستگی عملکردی مورد استفاده در تحقیق حاضر برای ایجاد خستگی در عضلات ناحیه مرکزی بدن که مشابه با محیط‌های واقعی ورزشی طراحی‌شده باعث افزایش میزان زاویه والگوس و کاهش میزان زاویه فلکشن مفصل زانو در لحظه تماس اولیه پا طی مانور توقف–پرش تک‌پا می‌شود. همچنین با افزایش حداکثر زاویه والگوس و کاهش حداکثر زاویه فلکشن مفصل زانو طی مانور توقف–پرش تک‌پا همراه بود. در نتیجه می‌توان گفت که پروتکل خستگی عضلات ناحیه مرکزی بدن در تحقیق حاضر بر برخی پارامترهای کینماتیکی مرتبط با آسیب ACL طی مانور توقف–پرش تک‌پا در ورزشکاران زن تأثیر منفی دارد.

سپاسگزاری و قدردانی

مقاله پیش‌رو بر اساس پایان‌نامه برای دریافت درجه کارشناسی ارشد امدادگر ورزشی خانم صفیه خسروی به راهنمایی خانم دکتر الهام شیرزاد و مشاوره دکتر فواد صیدی انجام گردید. بدین‌وسیله از تمام افرادی که در انجام تحقیق حاضر ما را یاری نمودند، کمال تشکر و قدردانی را داریم.

منابع

1. Pahlavan, H. The sport injuries of knee, The Journal of Shahid Sadoughi University of Medical Sciences. 2006:1(14):p.86-92 [In Persian]
2. Hootman, J.M., R. Dick and J. Agel, Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. Journal of athletic training. 2007: 42(2): p. 311.
3. Nagano, Y., H. Ida, M. Akai and T. Fukubayashi, Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing. The Knee. 2007: 14(3): p. 218-223.
4. Griffin, L. Y., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Bahr, R., Beynnon, B. D., DeMaio, M & Hewett, T. E. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. The American journal of sports medicine. 2006: 34(9), 1512-1532.
5. Tse, M.A., A.M. McManus and R.S. Masters, Development and validation of a core endurance intervention program: implications for performance in college-age rowers. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2005: 19(3): p. 547-552.

6. Ireland, M. L. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. Journal of Athletic Training. 1999: 34(2), 150.
7. Hertel J, Dorfman J, Braham R. "Lower extremity malalignment and anterior cruciate ligament injury history". Journal of Sport sciences and medicine. 2004: 3. PP: 220-225.
8. Renestrom P, et al. "Non-contact ACL injuries in female athletes: an international Olympic committee current concepts statement". Br. J. Sport Med. 2008: 42. PP: 394-412.
9. Hart, J.M., D.C. Kerrigan, J.M. Fritz and C.D. Ingersoll, Jogging kinematics after lumbar paraspinal muscle fatigue. Journal of athletic training. 2009: 44(5): p. 475-481.
10. Zazulak, B.T., T.E. Hewett, N.P. Reeves, B. Goldberg and J. Cholewicki, Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk a prospective biomechanical-epidemiologic study. The American journal of sports medicine. 2007: 35(7): p. 1123-1130.
11. Hodges, P.W. and C.A. Richardson, Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. Archives of physical medicine and rehabilitation. 1999: 80(9): p. 1005-1012.
12. Hodges, P.W. and C.A. Richardson, Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. Physical therapy. 1997: 77(2): p. 132-142.
13. Leetun, D.T., M.L. Ireland, J.D. Willson, B.T. Ballantyne and I.M. Davis, Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2004: 36(6): p. 926-934.
14. Guralnik, J.M., E.M. Simonsick, L. Ferrucci, R.J. Glynn, L.F. Berkman, D.G. Blazer, et al., A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. Journal of gerontology. 1994: 49(2): p. M85-M94
15. Corbeil, P., J.-S. Blouin, F. Bégin, V. Nougier and N. Teasdale, Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue. Gait & posture. 2003: 18(2): p. 92-100.
16. Madigan, M.L. and P.E. Pidcoe, Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2003: 13(5): p. 491-498.
17. Bellew, J.W. and P.C. Fenter, Control of balance differs after knee or ankle fatigue in older women. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2006: 87(11): p. 1486-1489.
18. Pline, K.M., M.L. Madigan, M.A. Nussbaum and R.W. Grange, Lumbar extensor fatigue and circumferential ankle pressure impair ankle joint motion sense. Neuroscience letters. 2005: 390(1): p. 9-14.
19. Helbostad, J.L., D.L. Sturnieks, J. Menant, K. Delbaere, S.R. Lord and M. Pijnappels, Consequences of lower extremity and trunk muscle fatigue on balance and functional tasks in older people: a systematic literature review. BMC geriatrics. 2010: 10(1): p. 1.
20. Kulas, A.S., T. Hortobágyi and P. DeVita, The interaction of trunk-load and trunk-position adaptations on knee anterior shear and hamstrings muscle forces during landing. Journal of athletic training. 2010: 45(1): p. 5-15.
21. Dekker, R., J. Kingma, J. Groothoff, W. Eisma and H. Ten Duis, Measurement of severity of sports injuries: an epidemiological study. Clinical rehabilitation. 2000: 14(6): p. 651-656.
22. Agel, J., E.A. Arendt and B. Bershadsky, Anterior cruciate ligament injury in National Collegiate Athletic Association basketball and soccer a 13-year review. The American journal of sports medicine. 2005: 33(4): p. 524-531
23. Lam, M.-H., D.T. Fong, P.S. Yung, E.P. Ho, W.-Y. Chan and K.-M. Chan, Knee stability assessment on anterior cruciate ligament injury: Clinical and biomechanical approaches. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation. 2009 Aug 27; 1(1):20.
24. Machotka, Z., S. Kumar, and L.G. Perraton, Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology. 2009.
25. Dai, B., D. Herman, H. Liu, W.E. Garrett and B. Yu, Prevention of ACL injury, part I: injury characteristics, risk factors, and loading mechanism. Research in sports medicine. 2012: 20(3-4): p. 180-197.
26. Boden, B.P., J.S. Torg, S.B. Knowles and T.E. Hewett, Video analysis of anterior cruciate ligament injury abnormalities in hip and ankle kinematics. The American journal of sports medicine. 2009: 37(2): p. 252-259.
27. Hewett, T.E., G.D. Myer, K.R. Ford, R.S. Heidt, A.J. Colosimo, S.G. McLean, et al., Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes a prospective study. The American journal of sports medicine. 2005: 33(4): p. 492-501.
28. Bell, D.R., M.D. Smith, A.P. Pennuto, M.R. Stiffler and M.E. Olson, Jump-landing mechanics after anterior cruciate ligament reconstruction: a landing error scoring system study. Journal of athletic training. 2014: 49(4): p. 435.
29. Darni Hamedani P. [Effect of the core functional muscles fatigue on postural sway of collegiate female athletes] (persian). Thesis for master of physical education. Tehran: Faculty of Physical Education and Sports Science University of Tehran:2014
30. Benjaminse, A., Habu, A., Sell, T. C., Abt, J. P., Fu, F. H., Myers, J. B., & Lephart, S. M. Fatigue alters

lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2008:16(4), 400-407.
31. Salavati, M., Bagheri, H., Ebrahimi Tokamjani, E., Mobini, B. Comparative study of biodex dynamic balance and limits of stability test in normal subject and patient with chronic lowback pain. Razi Journal of Medicine Sciences.2003: 9 (32), 699-708.
32. Akuthota , V., Ferreiro, A., Moore, T., Feredericson, M. Core stability exercise principles. Current sports medicine reports. 2008:7 (1), 39-44.
33. Faries, M.D., & Greenwood, M. Core training: stabilizing the confusion. Strength & Conditioning Journal. 2007:29(2):10-25.
34. Behm, D.G., Drinkwater, E. J., Willardson, J. M., Cowley, P. M. The use of instability to train the core musculature. Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism. 2010: 35 (1): 91-108.
35. Sato, K., & Mokha, M. Does core strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and 5000-M performance in runners? J Strength Cond Res. 2009:23(1):133-40. doi: 10.1519/JSC.0b013e31818eb0c5
36. McMullen, K.L., N.L. Cosby, J. Hertel, C.D. Ingersoll and J.M. Hart, Lower extremity neuromuscular control immediately after fatiguing hip-abduction exercise. Journal of athletic training. 2011: 46(6): p. 607.
37. Abt, J.P., et al., Relationship between cycling mechanics and core stability. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2007: 21(4): p. 1300-1304.
38. Shirey, M., et al., Influence of Core Musculature Engagement on Knee Kinematics of Females During a Single Leg Squat: 1982: Board# 177 June 2 8: 00 AM-9: 30 AM. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2011: 43(5): p. 501.
39. Cortes, N., S. Morrison, B.L. Van Lunen and J.A. Onate, Landing technique affects knee loading and position during athletic tasks. Journal of Science and Medicine in Sport. 2012: 15(2): p. 175-181.
40. Murphy, E.N., Abdominal Fatigue and Lower Extremity Kinematics during a Drop Landing in Females. 2015.
41. Ortiz, Alexis, et al. "Fatigue effects on knee joint stability during two jump tasks in women." Journal of strength and conditioning research/National Strength & Conditioning Association. 2010: 24.4 1019.
42. Jamison, Steve T., et al. "The effects of core muscle activation on dynamic trunk position and knee abduction moments: implications for ACL injury." Journal of biomechanics .2013: 46.13, 2236-2241.
43. Hassanlouei, Hamidollah, et al. "Effect of exercise-induced fatigue on postural control of the knee." Journal of Electromyography and Kinesiology. 2012: 2. 342-347.
44. Longpré, Heather S., Jim R. Potvin, and Monica R. Maly. "Biomechanical changes at the knee after lower limb fatigue in healthy young women." Clinical Biomechanics. 2013: 28.4, 441-447.
45. Kavcic N, Grenier S, McGill SM. Quantifying tissue loads and spine stability while performing commonly prescribed low back stabilization exercises. Spine. 2004; 29(20):2319-29.
46. Cetin, N., Bayramoglu, M., Aytar, A., Surenkok, O., Yemisci, O. U. Effects of lower etrimity and trunk muscle fatigue on Balance. Open Sports Med. 2008: 2, 16-22.
47. Delgado, G., Coghlin, C., Earle, K., Holek, A., O'Hare, K. Trunk extensor muscle fatigue does not affect postural control during upright static stance in young-adults and middle-aged adults. WURJ: Health and Natural sciences. 2011: 2 (1), 2-7.
48. Decker, M.N. The effects of initial hip abduction and external rotation and neuromuscular fatigue of the gluteus on the star excurtion balance test in male anf female healthy subjects: Kent State University.2013.
49. Cobb, S. C, Bazett-Jones, D.M, Joshi, M.N, Earl-Boehm, J. E, James, C. R. The relationship among foot posture, Core and lower extrimity muscle function, and postural stability. Journal of athletic training. 2014: 49 (2), 173-180.
50. Sheikhhassani s. [Effect of Core Muscle Fatigue on Measurements of Lower Extremity Functional Performance in Male Athletes] (persian). Thesis for master of physical education. Tehran: Faculty of Physical Education and Sports Science University of Tehran:2013
51. Yiou, E., Heugas, A.M., Mezaour, M., Le Bozec, S. Effect of lower limb muscle fatigue induced by hight leve isometric contractions on pstural maintenanc and postural adjustments associated with bilateral forward-reach task. Gait and posture. 2009: 29 (1), 97-101.
52. Lees A. Methods of impact absorption when landing from a jump. Eng Med 1981; 10(4):207-11.
53. Shadanpur M. [The effects of six weeks of training, functional stability of the trunk and knee kinematics female athletes with neuromuscular control deficit trunk] (persian). Thesis for master of physical education. Tehran: Faculty of Physical Education and Sports Science University of Tehran:2012
54. Comerford MJ, Mottram SL. Movement and stability dysfunction–contemporary developments. Manual therapy. 2001;6(1):15-26.
55. Devita P, Hunter PB, Skelly WA. Effects of a functional knee brace on the biomechanics of running. Medicine and science in sports and exercise. 1992:24:797.
56. Behm DG, Anderson KG. The Role of Instability With Resistance Training. J Strength Cond Res. 2006; 20(3). 716-22.

57. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. Sports Medicine. 2006; 36(3):189-98.
58. Horita TH, Komi PK, Nicol CN, Kyröläinen HK. Interaction between pre-landing activities and stiffness regulation of the knee joint musculoskeletal system in the drop jump: implications to performance. Eur J Appl Physiol. 2002; 88(1): 76-84.
59. Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. Role of the coordinated activities of trunk and lower limb muscles during the landing-to-jump movement. Eur J Appl Physiol. 2012; 112(6): 2223-32.
60. Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing. J Electromyogr Kinesiol. 2011; 21(4): 602-9.
61. Kulas AS, Schmitz RJ, Shultz SJ, Henning JM, Perrin DH. Sex-specific abdominal activation strategies during landing. J Athl Train. 2006; 41(4): 381-6.
62. Kellis E, Kouvelioti V. Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. J Electromyogr Kinesiol. 2009; 19(1): 55-64.
63. Benjaminse A, Gokeler A, Fleisig GS, Sell TC, Otten B. What is the true evidence for gender-related differences during plant and cut maneuvers? A systematic review. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2011; 19(1): 42-54.