

Effect of Lower Limb Muscle Fatigue on Knee Joint Control Strategies during Landing in Young Men

Mohamad javad Razi^{1*}, Hydar Sadeghi², Esmail Ebrahimi Takamejani³, Mohamad Shariatzade⁴

1. PhD student of Sport Biomechanics, Kharazmi University, Teheran, Iran

2. Full Professor of Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Teheran, Iran

3. Full Professor of Faculty of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences and Health Services, Teheran, Iran

4. Assistant Professor of Sports Sciences Research Institute of Iran (SSRII), Tehran, Iran

Received: 2017.October.20 Revised: 2017. December.19 Accepted: 2017. December.27

Abstract

Background and Aim: Fatigue is thought to affect the anterior cruciate ligament injury risk; thus, the present study was conducted to investigate kinematics, kinetics, and active muscle control strategies of the knee joint in fatigue conditions during a landing task.

Materials and Methods: A total of 15 healthy active male individuals (age: 22.09 ± 3.18 years; height: $177 \pm 58/7$ cm; weight: $71 \pm 72/7$ kg) participated in the current quasi-experimental study. Sit to stand fatigue protocol was used for lower limb fatigue and kinematic and kinetic and muscle activity during normal gait before and after fatigue protocol were collected. Shapiro-Wilk test was used to ensure the normal distribution of data and paired t-test was run to compare variables at $p \leq 0.05$ level.

Results: Increased knee flexion velocities ($P=0.004$), increased knee flexion angle at initial foot contact ($p=0.016$), and peak knee flexion angle ($p<0.02$), decreased ground reaction force ($p=0.001$), increased time to peak force ($p=0.02$), decreased pre-activation of biceps femoris ($p=0.00$), semitendinosus ($p=0.00$), and medial gastrocnemius before landing and decreased biceps femoris after landing ($p<0.002$) were observed.

Conclusion: According to the supportive role of gastrocnemius and hamstrings muscles and contribution of this muscle with ACL ligament at knee joint stability, it seems that lower limb fatigue can lead to ACL injury and reduction of the stability of the knee. Increased flexion angle at foot contact, reduced ground reaction force, and increased time to pike may be related to the nervous system strategy to shock absorption and reduce injury of lower limb joints.

Keywords: Lower Limb Muscle Fatigue; Landing; Knee Joint Control Strategies

Cite this article as: Mohamad javad Razi, Hydar Sadeghi, Esmail Ebrahimi Takamejani, Mohamad Shariatzade. Effect of Lower Limb Muscle Fatigue on Knee Joint Control Strategies during Landing in Young Men. J Rehab Med. 2018; 7(2): 1-10.

* **Corresponding Author:** Mohamad javad Razi. PhD Student of Sport Biomechanics, Kharazmi University, Teheran, Iran
Email: mohamad javadrazi@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2018.110690.1459

اثر خستگی اندام تحتانی بر استراتژی‌های کنترل مفصل زانو در فرود مردان جوان

محمدجواد رضی^{۱*}، حیدر صادقی^۲، اسماعیل ابراهیمی تکامجانی^۳، محمد شریعت‌زاده^۴

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲. استاد گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. استاد گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی ایران، تهران، ایران
۴. استادیار گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۶/۰۷/۲۹ بازنگری مقاله ۱۳۹۶/۰۹/۲۹ پذیرش مقاله ۱۳۹۶/۱۰/۰۷ *

چکیده

مقدمه و اهداف

با توجه به این که از خستگی به عنوان عاملی اثرگذار بر آسیب لیگامنت متقاطع قدامی یاد می‌شود، هدف از انجام مطالعه حاضر بررسی اثر خستگی اندام تحتانی بر کینماتیک، کینتیک و فعالیت عضلات منتخب مفصل زانو در حین وظیفه حرکتی فرود بود.

مواد و روش‌ها

در تحقیق نیمه‌تجربی حاضر ۱۵ مرد سالم فعال ($22/09 \pm 3/18$ سال) با میانگین قد ($177 \pm 7/58$ سانتی‌متر) و وزن ($71 \pm 7/72$ کیلوگرم) شرکت کردند. از پروتکل خستگی نشست و برخاست برای خستگی اندام تحتانی استفاده شد. آزمودنی‌ها حرکت فرود با دو پا را قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی انجام داده و کینماتیک مفصل زانو، نیروهای عکس‌العمل سطح و فعالیت عضلات دوقلو، چهارسر و همسترینگ مورد ارزیابی قرار گرفت. از آمار توصیفی برای تعیین شاخص‌های گرایش به مرکز و پراکندگی، از آزمون شاپیرو-ویلک برای تعیین وضعیت نرمال بودن توزیع داده‌ها و از آزمون آماری t همبسته در سطح معناداری ($P < 0/05$) برای مقایسه متغیرهای تحقیق استفاده شد.

یافته‌ها

افزایش سرعت فلکشن زانو ($P = 0/004$)، افزایش فلکشن زانو در لحظه تماس اولیه ($P = 0/016$) و اوج آن ($P = 0/002$)، کاهش نیروی عکس‌العمل عمودی زمین ($P = 0/001$)، افزایش زمان رسیدن به اوج نیرو ($P = 0/002$)، کاهش پیش از فعالیت عضلات دوسرانی ($P = 0/000$)، نیمه‌وتری ($P = 0/000$) و دوقلوی داخلی ($P = 0/012$) قبل از فرود و کاهش فعالیت عضله دوسرانی پس از فرود ($P = 0/002$) مشاهده شد.

نتیجه‌گیری

با توجه به نقش حمایتی عضلات دوقلو و همسترینگ و همکاری این عضلات با رباط ACL در ثبات مفصل زانو، به نظر می‌رسد، خستگی شدید اندام تحتانی می‌تواند منجر به آسیب این رباط و کاهش ثبات زانو شود. افزایش زاویه فلکشن در لحظه تماس پا با زمین، کاهش نیروی عکس‌العمل زمین و افزایش زمان رسیدن به حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین ممکن است استراتژی سیستم عصبی برای جذب شوک ناشی از وزن بدن در لحظه برخورد و کاهش آسیب به مفاصل اندام تحتانی باشد.

واژه‌های کلیدی

خستگی اندام تحتانی؛ فرود؛ استراتژی‌های کنترل مفصل زانو

نویسنده مسئول: محمدجواد رضی، تهران، میرداماد، رازان جنوبی، مجموعه ورزشی شهید کشوری، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی

آدرس الکترونیکی: mohamadjavadrizi@gmail.com

مقدمه و اهداف

پارگی رباط متقاطع قدامی (ACL)^۱، یکی از عمومی‌ترین آسیب‌های ورزشی مرتبط با فعالیت‌های ورزشی است.^[۱] ۷۲ درصد آسیب‌های ACL در نتیجه مکانیسم‌های غیربرخوردی و ۲۵ درصد در نتیجه مکانیسم‌های برخوردی می‌باشد. در حدود ۸۰ تا ۲۵۰ هزار آسیب لیگامنت متقاطع قدامی سالانه در ایالت متحده رخ می‌دهد.^[۲] ورزشکارانی که عمل جراحی ACL انجام می‌دهند، علاوه بر هزینه‌های بالای عمل جراحی و توانبخشی^[۳] مشکلاتی از قبیل از دست دادن جلسه تمرین یا ورزش و افزایش خطر استئوآرتریت و دیگر شرایط پاتولوژیک را تجربه می‌کنند.^[۴] اکثر این آسیب‌ها در حین حرکاتی همراه با تغییر جهت مانند کاتینگ^۲ و چرخش‌های محوری^۳ یا در حین حرکاتی همراه با کاهش شتاب مانند توقف ناگهانی یا فرود از پرش رخ می‌دهد.^[۵] بنابراین با توجه به استفاده زیاد از حرکت پرش-فرود^[۶]، تلاش‌های زیادی برای تعیین عوامل اثرگذار بر آسیب مفصل زانو در این شرایط تمرینی انجام شده است.^[۷]

از خستگی به عنوان یکی از عوامل مرتبط با شیوع آسیب ACL نام برده می‌شود.^[۸] خستگی با کاهش در کارایی و ظرفیت تولید نیروی عضله پس از قرارگیری طولانی‌مدت در معرض فعالیت بدنی شناخته می‌شود.^[۹] که می‌تواند کنترل حرکت در وظیفه حرکتی خاص را تغییر دهد.^[۱۰] این پدیده ممکن است پیامد نارسایی کار دستگاه عصبی مرکزی و یا محیطی باشد. در خستگی مرکزی اختلال در سیستم عصبی مرکزی قرار دارد و در خستگی محیطی اختلال در اعصاب محیطی، اتصال عصبی-عضلانی و یا در بافت انقباضی عضله می‌باشد.^[۹] مستنداتی مبنی بر شیوع بیشتر آسیب‌ها در اواخر مسابقات وجود دارد^[۸] که نشان‌دهنده ارتباط خستگی با آسیب می‌باشد. همچنین نشان داده شده است که متغیرهای بیومکانیکی متعدد کینماتیکی و کینتیکی اندام تحتانی^[۱۱]، عوامل عصبی-عضلانی مانند هم‌انقباضی و فعالیت رفلکسی^[۱۲] و عملکرد حسی عمقی^[۱۳] تحت تاثیر خستگی می‌باشد.

علی‌رغم ارتباط مشهود بین خستگی و آسیب ACL، مطالعات اندکی نقش دقیق خستگی عصبی-عضلانی را بر مکانیزم‌های آسیب غیربرخوردی ACL مورد بررسی قرار داده‌اند. Mclean و همکاران اثر خستگی بر استراتژی فرود را مورد بررسی و افزایش ابداعشن زانو را در اوج و لحظه تماس اولیه آن گزارش کردند.^[۱۴] در مطالعه آنها تنها از متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی برای بررسی حرکت استفاده شد. تعداد کمی از مطالعات پروفایل فعالیت عضله در حین فرود مورد بررسی قرار داده‌اند^[۱۴]، در حالی که تغییر در کینتیک و کینماتیک پس از خستگی ممکن است در اثر تغییر در فعالیت عضلات مربوطه باشد. Kouvelioti و Kellis خستگی موضعی عضلات موافق و مخالف بر فعالیت عضلات ران و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در حین فرود تک‌پا را مورد بررسی قرار دادند و مدعی شدند خستگی عضلات موافق منجر به کاهش نیروی عکس‌العمل زمین، افزایش فلکشن زانو در لحظه تماس، افزایش اوج زاویه فلکشن زانو و کاهش فعالیت عضله دوسررانی می‌شود. آنها تغییری در فعالیت عضلات دوقلو و چهارسر گزارش نکردند^[۱۴]، در حالی که Gehring و همکاران اثر خستگی و جنسیت را در حرکت فرود، بررسی و کاهش فعالیت عضله دوقلو و همسترینگ را گزارش کردند. آنها در متغیرهای نیروهای عکس‌العمل زمین و کینماتیک مفصل زانو اختلافی را گزارش نکردند.^[۱۵] Tamura و همکاران اثر خستگی را بر جذب شوک ناشی از وزن بدن مورد بررسی قرار دادند و مدعی شدند سرعت زاویه‌ای فلکشن زانو افزایش می‌یابد، ولی در اوج زاویه فلکشن، ابداعشن و اداکشن زانو تغییرمعناداری را گزارش نکردند.^[۱۶] Hollman و همکاران در بررسی اثر خستگی موضعی عضلات اکستنسور ران تفاوت معناداری را در کینماتیک مفصل زانو گزارش نکردند.^[۱۷]

بررسی مطالعات نشان می‌دهد در مورد متغیرهای مورد بررسی اختلاف نظرهای زیادی وجود دارد. همچنین به فعالیت عضلات پیش از شروع عملکرد فرود، کمتر توجه شده است. در تحقیق حاضر متغیرهای مرتبط با آسیب مفصل زانو شامل زاویه فلکشن مفصل زانو در لحظه تماس، زاویه اوج فلکشن زانو، زاویه ابداعشن زانو در مرحله تماس، اوج سرعت زاویه‌ای فلکشن زانو، اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، فعالیت عضلات دوقلوی داخلی، پهن داخلی، راست‌رانی، پهن خارجی، نیمه‌وتری و دوسررانی ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل و ۱۰۰ میلی‌ثانیه پس از تماس پا با زمین مورد بررسی قرار گرفت. انتظار می‌رود حرکت فرود تحت تاثیر خستگی قرار گیرد. هدف از انجام مطالعه حاضر، بررسی اثر خستگی اندام تحتانی بر متغیرهای کینماتیک، کینتیک و فعالیت عضلات منتخب در حین اجرای وظیفه حرکتی فرود می‌باشد.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی و جامعه آماری آن را تمامی دانشجویان مرد سالم فعال دانشگاه آزاد واحد همدان تشکیل می‌دادند. ۱۵ نفر از جامعه آماری با ویژگی‌های دموگرافیک مندرج در جدول ۱ به صورت نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند. تکمیل فرم رضایت آگاهانه شرکت در تحقیق، عدم ابتلا به هر گونه بیماری قلبی-تنفسی، ناهنجاری‌های ساختار قامتی و آسیب‌های اندام تحتانی در زمان اجرای آزمون از معیارهای ورود آزمودنی‌ها به تحقیق بود.

1 Anterior Cruciate Ligament

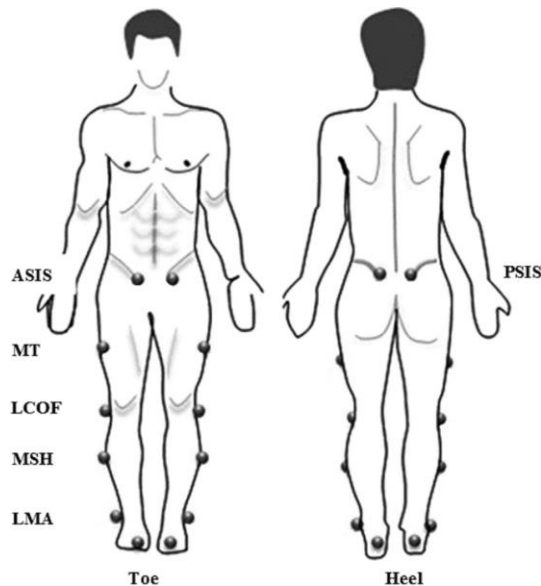
2 Cutting

3 Pivot Turning

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای دموگرافیکی آزمودنی‌ها و مدت خستگی

مدت خستگی (دقیقه)	طول اندام تحتانی (سانتی‌متر)	قطر زانو (سانتی‌متر)	قطر مچ پا (سانتی‌متر)	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)
۱۵/۹۷	۹۲/۲۷	۱۰/۵	۶/۲۰	۲۲/۰۹	۷۱/۳۷	۱۷۸
۷/۳۵	۴/۷۸	۰/۱	۰/۱	۳/۱۸	۷/۷۳	۷/۵۸

از سیستم آنالیز حرکت MX شامل ۴ دوربین (۱۰۰ هرتز) و نرم‌افزار نکسوس^۴ ۱،۸،۲ برای کمی کردن داده‌های کینماتیکی استفاده شد. پس از کالیبراسیون سیستم و قبل از انجام تست ۱۶ مارکر با قطر ۱۵ میلی‌متر بر اساس مدل پلاگ‌این‌گیت^۵ روی سرم‌تاتارسال خارجی، پاشنه، قوزک خارجی پا، میانه جانبی ساق پا، اپی‌کندیدل خارجی ران، میانه جانبی ران، خارخاره‌ای قدامی فوقانی، خار خارهای خلفی به صورت دوطرفه برای شناسایی لگن، ران، ساق و پا بر طبق نرم‌افزار نکسوس نصب شد (شکل ۲). از یک نیروسنج کیستلر^۶ با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز برای ثبت نیروی عکس‌العمل زمین استفاده شد. نیروسنج در مرکز فضای کالیبره‌شده قرار گرفته بود. از دستگاه ۱۶ کاناله FREE EMG^۷ BTS ساخت ایتالیا با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز و الکترودهای دوقطبی سطحی برای ثبت فعالیت عضلات دوقلوی داخلی، پهن داخلی، راست‌رانی، پهن خارجی، نیمه‌وتتری و دوسررانی از پای برتر آزمودنی‌ها استفاده شد. لازم به ذکر است که سیستم آنالیز حرکت، نیروسنج و دستگاه EMG همزمان‌سازی شده بود. از نرم‌افزارهای EMG analyzer و EMG graphing برای آنالیز داده‌های EMG استفاده شد. نرم‌افزار EMG analyzer داده‌های EMG را با داده‌های سیستم آنالیز حرکت و نیروسنج ترکیب می‌کرد، به طوری که لحظه تماس پاشنه و جدا شدن پنجه پای برتر آزمودنی در نرم‌افزار EMG Graphing قابل مشاهده بود.



تصویر ۲: اتصال مارکرها روی برجستگی‌های استخوانی بر اساس مدل پلاگ‌این گیت

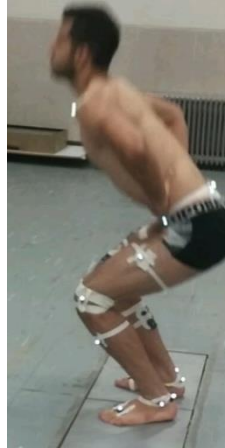
اطلاعات شخصی آزمودنی‌ها شامل سن، سابقه ورزشی، تعداد جلسات ورزشی در هفته، سابقه بیماری و آسیب‌دیدگی جمع‌آوری شد. آزمودنی‌ها از لحاظ سلامت ساختار قامت با استفاده از تست نیویورک مورد ارزیابی قرار گرفتند و پس از تایید سلامت بدنی و ساختار قامتی، فرم رضایت‌نامه فردی را تکمیل نمودند. محل اتصال الکترودهای EMG بر پای برتر آزمودنی‌ها روی عضلات دوقلوی داخلی، پهن داخلی، راست‌رانی، پهن خارجی، نیمه‌وتتری و دوسررانی تراشیده و به وسیله الکل تمیز شد. پای برتر آزمودنی پای بود که برای ضربه با پا معمولاً از آن استفاده می‌شد.^[۱۸] مکان قرارگیری الکترودها در حین حداکثر تلاش ایزومتریک عضلات شناسایی و الکترودهای EMG بر طبق پروتکل اروپایی سنپام به گونه‌ای نصب شد که فاصله بین مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر و در راستای تار عضلات بود. قبل از شروع فرآیند داده‌گیری آزمودنی‌ها با راه رفتن، نرم دویدن و حرکات کششی ساده عمل گرم کردن را انجام دادند. از آزمودنی‌ها خواسته شد تا سه مرتبه حرکت کانترموومننت جامپ را در حالی که پای برتر روی صفحه نیرو و کف دست‌ها روی لگن قرار

4 Nexus Software

5 Plug-In-Gait Model

6 Force Plate (Kistler Ag, Winterthur, Swit-Zerland)

داشت، با حداکثر تلاش انجام دهند (شکل ۲). حرکت کانترموومنتم جامپ بلافاصله پس از اجرای پروتکل خستگی مطابق شرایط پیش از خستگی انجام شد. پس از کوشش‌های کانترموومنتم جامپ، قبل و بعد از خستگی، حداکثر انقباض ارادی عضلات مذکور جهت نرمال‌سازی داده‌های EMG و بررسی میانه فرکانس عضلات چهارسر برای اطمینان از اثرگذاری پروتکل خستگی طبق روش هوبلی-کوزی و همکاران (۲۰۰۸) گرفته شد.^[۱۹] در حین اجرای تست، آزمودنی‌ها به صورت کلامی و دیداری با مشاهده طیف فرکانس در مانیتور (بیوفیدبک^۷) برای تلاش بیشتر تشویق می‌شدند. آزمودنی‌ها زمانی خسته در نظر گرفته می‌شدند که میانه طیف فرکانس^۸ عضله چهارسر پس از خستگی حداقل در یکی از عضلات پهن داخلی، پهن خارجی و یا راست‌رانی کاهش پیدا کند.



تصویر ۲: نحوه اجرای حرکت

به طور کلی اعمال خستگی در مطالعات مرتبط به وسیله پروتکل‌های تمرینی عملکردی^۹ و در زنجیره حرکتی بسته^{۱۰} و یا با استفاده از تمرینات ایزومتریک در شرایط کنترل شده و در زنجیره باز^{۱۱} انجام می‌شود. پروتکل‌های خستگی عملکردی که از دیدن و پدیدن استفاده می‌کنند، در تعیین مقدار خستگی با چالش روبرو هستند.^[۲۱] از طرفی دیگر، استفاده از پروتکل‌های خستگی زنجیره باز که گروه‌های عضلانی خاص را درگیر می‌کند، ارتباط عملکردی مناسبی با فعالیت‌های منجر به آسیب زانو ندارد. در مطالعه حاضر از آزمون زیربیشینه نشست و برخاست استفاده شد. انتخاب این تست از این جهت دارای اهمیت است که حرکات فلکشن و اکستنشن زانو در زنجیره بسته انجام می‌شود و از طرفی امکان تعریف معیاری برای اطمینان از ایجاد خستگی وجود دارد.

برای ایجاد خستگی آزمودنی‌ها وظیفه حرکتی نشست و برخاست را در حالی که دست‌ها روی سینه قرار داشت از روی صندلی انجام دادند.^[۱۶] سرعت حرکت به وسیله یک مترونوم کنترل شد (۳۰ تکرار در دقیقه). بنابراین یک چرخه نشست و برخاست (نشستن به برخاست و بازگشت به نشست) در دو ثانیه انجام شد. یک صندلی استاندارد (۴۳ سانتی‌متر ارتفاع، ۴۱ سانتی‌متر عرض و ۴۲ سانتی‌متر طول) برای تمام آزمودنی‌ها استفاده شد. دستورالعمل اجرای تست که به آزمودنی‌ها شرح داده می‌شد، شامل بلند شدن و رسیدن به وضعیت ایستاده در حالی که زانوها کاملاً صاف باشد و سپس بازگشت به نشست و تکرار حرکت همراه با صدای مترونوم تا زمانی که فرد قادر به ادامه حرکت نباشد. زمان قابل قبول بین پروتکل خستگی و انجام کوشش‌ها کمتر از سه دقیقه بود.^[۲۲] در صورت عدم اجرای تست در زمان مورد نظر پروتکل خستگی دوباره اجرا می‌شد. درک میزان فشار (RPE)^{۱۲} و ضربان قلب در حین اجرای تست برای درک شدت تمرین کنترل می‌شد.

برای پردازش داده‌ها، اطلاعات مربوط به داده‌های نیرو با استفاده از وزن بدن نرمال شد. به منظور فیلتر کردن داده‌ها از فیلتر باترورث پایین‌گذر مرتبه چهار با فرکانس قطع ۱۰ هرتز برای داده‌های کینماتیکی^[۱۵] و از فیلتر باترورث پایین‌گذر مرتبه چهار با فرکانس قطع ۵۰ هرتز برای داده‌های کینتیک استفاده شد. داده‌های EMG با استفاده از فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر شد.

هر فرود کانترموومنتم جامپ به دو مرحله تقسیم شد: مرحله اول پیش از فعالیت و ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از تماس پا با زمین و مرحله دوم ۱۰۰ میلی‌ثانیه بلافاصله پس از برخورد پا با زمین را شامل می‌شد. برای تعیین لحظه تماس اولیه از نمودار GRF عمودی استفاده شد. اوج GRF عمودی، زوایای مفصل زانو در صفحه ساجیتال و فرونتال برای پای برتر در لحظه برخورد پا با زمین، حداکثر زاویه زانو و سرعت

7 Biofeedback
8 Median Power Frequency
9 Functional Exercise
10 Closed-Kinetic-Chain
11 Open-Chain
12 Rate Of Perceive Effort

زاویه‌ای زانو در صفحه ساجیتال با استفاده از نرم‌افزار نکسوس محاسبه شد. از نرم‌افزار EMG Graphing برای محاسبه RMS عضلات مورد نظر در مراحل ذکر شده استفاده شد. ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل و ۱۰۰ میلی‌ثانیه پس از برخورد پای برتر انتخاب و RMS داده‌ها در این بازه‌ها محاسبه شد. برای تحلیل آماری داده‌ها از آمار توصیفی برای تعیین شاخص‌های گرایش به مرکز و پراکندگی، از آزمون شاپیرو-ویلک برای تعیین وضعیت نرمال بودن توزیع داده‌ها و از تست t زوجی برای مقایسه اثر خستگی بین شاخص‌های اصلی استخراج-شده در سطح معناداری $P \leq 0.05$ استفاده شد.

یافته‌ها

میانگین طیف فرکانس در جدول ۲ گزارش شده است. پروتکل خستگی منجر به کاهش میانگین فرکانس در عضلات چهارسر شد. این کاهش در عضله راست‌رانی ۱۵/۲۷ درصد، در عضله پهن داخلی ۱۰/۹۵ درصد و در عضله پهن خارجی ۱۰/۸۱ درصد است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، کاهش معنادار میانگین فرکانس در انقباض ایزومتریک ارادی بیشینه (MVIC) عضله پهن داخلی ($p=0.04$)، عضله راست‌رانی ($p=0.009$) و عضله پهن خارجی ($p=0.02$) رخ داده است.

جدول ۲: نتایج آزمون t همبسته برای مقایسه میانگین فرکانس عضلات چهارسر قبل و بعد از خستگی (n=۱۵)

عضلات	خستگی	میانگین فرکانس (HZ)	آماره t
پهن داخلی	قبل	۸۰/۹۸*	۲/۲۳ (۰/۰۴)
	بعد	۷۲/۱۱	
راست‌رانی	قبل	۹۶/۲۸*	۳/۲۴ (۰/۰۰۹)
	بعد	۸۱/۵۸	
پهن خارجی	قبل	۸۲/۸۳*	۲/۷۳ (۰/۰۲)
	بعد	۷۳/۸۷	

علامت* نشان‌دهنده معنادار بودن تفاوت قبل و بعد از خستگی می‌باشد.

جدول ۳ مقادیر متغیرهای کینماتیکی، کینتیکی و فعالیت عضلات را نشان می‌دهد. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، در مقایسه با شرایط غیرخستگی افزایشی در حدود ۱۴ درصد در اوج سرعت زاویه‌ای زانو مشاهده شد ($P=0.004$). پس از خستگی، آزمودنی‌ها با افزایش زاویه فلکشن نسبت به قبل از خستگی فرود می‌آمدند ($P=0.016$). زاویه فلکشن زانو در حدود ۱۵ درصد افزایش یافت. همچنین اوج زاویه فلکشن در حدود ۱۶ درصد افزایش را نشان داد ($P=0.02$). در زاویه ابداکشن زانو پس از خستگی تفاوت معناداری مشاهده نشد ($P=0.07$). در متغیرهای کینتیکی آنالیزها نشان داد، اوج GRF عمودی پس از خستگی کاهش می‌یابد ($P=0.001$). این کاهش در اوج حدود ۱۶ درصد بود. زمان رسیدن به اوج نیرو در حدود ۲۲ درصد افزایش داشت ($P=0.02$). تست T زوجی کاهش در حدود ۹ درصد در فعالیت عضلات دوقلوی داخلی ($P=0.012$)، عضله دوسررانی در حدود ۲۲ درصد ($P=0.000$) و عضله نیمه‌وتری در حدود ۲۱ درصد ($P=0.000$) در مرحله قبل از تماس پا با زمین را نشان داد. در مرحله پس از تماس پا با زمین کاهش فعالیت عضله دوسررانی در حدود هفت درصد بود ($P=0.002$). تغییرات مشاهده‌شده در سایر عضلات از نظر آماری معنادار نبود.

جدول ۳: نتایج آزمون t همبسته برای مقایسه متغیرهای کینماتیکی، نیروی عکس‌العمل زمین و درصد فعالیت عضلانی (n=۱۵)

متغیرها	قبل خستگی	بعد از خستگی	(معناداری) آماره t
کینماتیکی	سرعت زاویه‌ای زانو (degree/s)	۴۱۹/۵۷±۶۴*	-۳/۴۳ (۰/۰۰۴)
	زاویه فلکشن زانو (degree)	۱۴/۲۸±۳/۰۵*	-۲/۷۲ (۰/۰۱۶)
	اوج زاویه فلکشن زانو (degree)	۶۶/۹۶±۱۳/۴۱*	-۱/۳۲ (۰/۰۰۲)
	زاویه ابداکشن زانو در لحظه تماس (degree)	۴/۸۴±۱/۸۱	۵/۰۴±۲/۶۸
نیروی عکس‌العمل زمین	حداکثر نیروی عمودی در مرحله (BW)	۳/۴۴±۰/۲۹*	۴/۲۵ (۰/۰۰۱)
	مدت زمان رسیدن به اوج اول نیروی عمودی (ms)	۰/۰۷۱±۰/۰۱*	۰/۰۸۷±۰/۰۱
درصد فعالیت عضلات ۱۰۰ میلی-ثانیه قبل از تماس با %MVIC	عضله دوقلوی داخلی (%)	۹۳/۹۷±۲/۰۳*	۲/۸۹ (۰/۰۱۲)
	عضله پهن داخلی (%)	۲۱/۷۴±۱۰/۴۴	-۰/۴۶ (۰/۰۶)
	عضله پهن خارجی (%)	۲۵/۰۱±۱۰/۱۱	۲۴/۵۳±۱۲/۳۵

-۰/۶۷ (۰/۵۰۹)	۲۷/۹۸±۷/۶۵	۲۶/۳۸±۹/۳۰	عضله راست رانی (%)	درصد فعالیت عضلات ۱۰۰ میلی- ثانیه پس از تماس با MVIC%
۴/۵۲ (۰/۰۰)	۲۳/۹۳±۱۳/۷۸	۳۰/۲۴±۱۳/۷۵*	عضله نیمه وتری (%)	
۵/۰۵ (۰/۰۰)	۲۰/۳۲±۷/۷۳	۲۶/۳۸±۹/۳۰*	عضله دوسر رانی (%)	
۰/۳۶ (۰/۰۰۵)	۵۷/۹۶±۱۵/۰۴	۵۶/۰۸±۱۴/۶۰	عضله دوقلوی داخلی (%)	
۱/۰۱۹ (۰/۳۲۶)	۵۷/۴۷±۲۰/۴۰	۶۱/۷۵±۱۸/۲۳	عضله پهن داخلی (%)	
۰/۹۴ (۰/۳۶)	۶۱/۰۵±۱۴/۰۶	۶۴/۵۵±۲۳/۴۸	عضله پهن خارجی (%)	
۳/۳۶ (۰/۲۵۱)	۵۹/۶۱±۱۴/۶۳	۶۳/۸۸±۸/۵۳	عضله راست رانی (%)	
۱/۲ (۰/۰۷)	۳۴/۳۱±۸/۱۳	۳۶/۸۴±۶/۷۴	عضله نیمه وتری (%)	
۳/۸۷ (۰/۰۰۲)	۳۴/۶۷±۸/۲۶	۳۷/۱۶±۹/۳۸*	عضله دوسر رانی (%)	

علامت* نشان دهنده معنادار بودن تفاوت قبل و بعد از خستگی می باشد.

بحث

هدف از انجام مطالعه حاضر بررسی اثر خستگی بر استراحتی کنترل مفصل زانو در حین فرود بود. در این مطالعه افزایش سرعت زاویه‌ای فلکشن زانو، افزایش زاویه فلکشن زانو در لحظه برخورد و اوج فلکشن زانو، کاهش نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، افزایش زمان رسیدن به اوج نیرو، کاهش فعالیت عضلات دوقلو و همسترینگ در بازه زمانی ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از برخورد پا با زمین و کاهش فعالیت عضله دوسر رانی ۱۰۰ میلی‌ثانیه پس از برخورد پا با زمین پس از خستگی مشاهده شد.

در این پژوهش از تست تکراری نشست و برخاست استفاده شد که معرف زندگی روزانه است.^[۲۳] این حرکت چندین ویژگی دارد که بازگشت به حالت اولیه پس از خستگی را به تأخیر می‌اندازد. نشست و برخاست شامل یک بخش اکستریک است که ممکن است به آسیب‌های کوچک و درد منجر شود.^[۲۴] همچنین این پروتکل هر دو پا را درگیر می‌کند و نه تنها عضله چهارسر بلکه تمامی عضلات اندام تحتانی برای انجام حرکت فعالیت می‌کنند، خستگی تعداد عضلات بیشتر نسبت به یک عضله بازگشت به حالت اولیه را طولانی‌تر می‌کند. در اعمال خستگی تحت شرایط دینامیک مانند تست نشست و برخاست، برای تولید نیرو از حداکثر ظرفیت تولید نیروی عضله استفاده نمی‌شود، بنابراین اعمال نیرو در زمان طولانی‌تری امکان‌پذیر است. زمان بازگشت به حالت اولیه طولانی‌تر پس از خستگی در فعالیت‌های زیربیشینه در نتیجه درگیری بیشتر فاکتورهای محیطی نسبت به اعمال خستگی با حداکثر انقباض عضله گزارش شده است.^[۲۵]

در این تحقیق همسو با نتایج Moran و Marshall^[۲۶] افزایش سرعت زاویه‌ای مفصل پس از خستگی مشاهده شد. در این مطالعه افزایش سرعت زاویه‌ای زانو به همراه کاهش در نیروی عکس‌العمل زمین در لحظه برخورد مشاهده شد. Yu و همکاران نشان دادند سرعت زاویه‌ای فلکشن زانو ارتباط منفی با اوج GRF در حین فرود دارد و به این مطلب اشاره دارد که فلکشن زانوی فعال نقش مهمی در کاهش نیروی اعمال شده دارد. به علاوه توان منفی مفصل زانو ناشی از کار منفی اکستنسورهای زانو نشان‌دهنده نقش اکستنسورهای زانو در جذب ضربه در فرود می‌باشد.^[۲۷] Gehring و همکاران افزایش سرعت زاویه‌ای زانو را پس از خستگی اندام تحتانی در زنان مشاهده و آن را به کاهش سفتی مفصل زانو پس از خستگی نسبت دادند.^[۱۵] افزایش فلکشن زانو و افزایش اوج فلکشن زانو از دیگر یافته‌های این مطالعه بود که با یافته‌های Coventry^[۲۸] و همکاران و Kouveliot و Kellis^[۱۴] همسو بود. افزایش فلکشن زانو پس از خستگی عضلات همراه با کاهش GRF موجب کاهش آسیب‌های زانو و جذب بهتر شوک ناشی از ضربه می‌شود. Gerritsen و همکاران گزارش کردند که یک درجه تغییر در زاویه پا منجر به ۶۸ نیوتن تغییر در نیروی وارد به بدن می‌شود.^[۲۹] از طرفی دیگر، افزایش فلکشن زانو را می‌توان با کاهش توانایی عضلات چهارسر برای کنترل حرکت مرتبط دانست. عضلات چهارسر پس از فرود به صورت اکستریکی، حرکت فلکشن را کنترل می‌کنند. افزایش فلکشن و اوج زاویه فلکشن زانو نیز ممکن است به دلیل کاهش توانایی این عضله در کنترل حرکت زانو باشد. در بررسی آسیب ACL لازم به ذکر است که افزایش فلکشن زانو ارتباطی با آسیب این رباط ندارد.^[۱۵] خستگی عضله چهارسر قابلیت کنترل اکستریک زانو را کاهش می‌دهد.

در تضاد با نتایج McLean و همکاران زاویه ابداکشن زانو پس از خستگی افزایش معناداری مشاهده نشد.^[۱۱] علی‌رغم کاهش فعالیت عضله دوقلو و همسترینگ و ظرفیت این عضلات در کنترل مفصل زانو و حمایت از ACL زاویه ابداکشن زانو در لحظه تماس افزایش معناداری را نشان نداد. در این مطالعه از فرود همزمان دو پا برای مطالعه اثر خستگی استفاده شد. مطالعاتی که افزایش زاویه ابداکشن زانو را گزارش کرده‌اند، عمدتاً فرود تک‌پا را مورد بررسی قرار داده‌اند.^[۲۱] به نظر می‌رسد سیستم عصبی قابلیت کنترلی بهتری برای پیشگیری از آسیب در شرایط فرود دو پا دارد. Gehring و همکاران در بررسی ترتیب بکارگیری عضلات در فرود دو پا در شرایط خستگی تفاوت

معداری را گزارش نکردند، ترتیب بکارگیری عضلات یکی از عوامل موثر در کنترل حرکت مفصل می‌باشد. بنابراین به نظر می‌رسد خستگی اندام تحتانی زاویه ابداکشن زانو را در فرود دو پا تغییر نمی‌دهد.

Cerulli و همکاران در مطالعه روی بافت زنده^{۱۳} نشان دادند اوج کشش روی ACL همراه با اوج GRF عمودی رخ می‌دهد.^[۳۰] بنابراین GRF یک پیشگوی مناسب برای تعیین آسیب‌های غیربرخوردی ACL می‌باشد. یکی از یافته‌های این پژوهش کاهش GRF پس از خستگی است. این کاهش با یافته‌های Kellis و Kouvelioti^[۱۴] در فرود تک‌پا پس از خستگی عضلات چهارسر همسو بود، ولی با یافته‌های Gehring^[۱۵] و همکاران ناهمسو بود. Gehring و همکاران تغییری در مولفه‌های نیرو پس از اعمال خستگی مشاهده نکردند. در این مطالعه زمان رسیدن به اوج نیرو نیز مورد بررسی و افزایش این متغیر پس از خستگی مشاهده شد. به نظر می‌رسد سیستم عصبی با افزایش فلکشن زانو و افزایش زمان برخورد تلاش می‌کند شوک ناشی از وزن بدن را کاهش دهد. این استراتژی باعث افزایش زمان جذب ضربه و کاهش فشار بر مفاصل می‌شود.

کاهش فعالیت عضلات همسترینگ و دوقلو و عدم تغییر در فعالیت عضلات چهارسر پیش از فرود و در اوایل تماس پا با زمین مشهود بود. این نتایج با یافته‌های Kouvelioti-Kellis^[۱۴] و Gehring^[۱۵] و همکاران همسو بود. فعالیت عضلات همسترینگ و دوقلو به عنوان عوامل اصلی حمایت از رباط ACL شناخته می‌شوند، در حالی که نیروی زیاد عضله چهارسر ممکن است به اعمال بار اضافی بر این رباط منجر شود. کاهش فعالیت عضلات همسترینگ و دوقلو نشان‌دهنده کاهش کنترل عضلات زانو پس از خستگی است. با توجه به اثرگذاری پروتکل خستگی روی عضله چهارسر، تغییر در فعالیت این عضله در حرکت فرود مورد انتظار بود، کاهش فعالیت عضله چهارسر در حین گام برداشتن به سمت پایین همراه با خستگی عضلانی مشاهده شد.^[۳۱] پادوا و همکاران^[۳۲] سه استراتژی برای کنترل حرکت زانو پس از خستگی شناسایی کردند، استراتژی مچ پا که افراد اتکای بیشتری بر عضلات مچ پا دارند، ممانعت آنتاگونیست که با کاهش فعالیت عضلات آنتاگونیست در فرود مشخص می‌شود و در نهایت استراتژی برتری عضله چهارسر که آزمودنی‌ها پس از خستگی اتکای بیشتری به عضلات چهارسر دارند. در این مطالعه عدم تغییر در فعالیت عضله چهارسر، کاهش فعالیت عضلات همسترینگ و دوقلو در فرود پس از خستگی مشاهده شد. این نتایج در توافق با استراتژی برتری چهارسر^{۱۴} است. استفاده از عضلات چهارسر با توجه به خستگی این عضلات نشان‌دهنده تلاش سیستم عصبی-عضلانی برای کنترل مفصل زانو می‌باشد. استراتژی دیگر برای جبران اثر خستگی الگوی ممانعت آنتاگونیست^{۱۵} زانو و مچ پا می‌باشد. در این مطالعه کاهش فعالیت عضلات دوسرانی و نیمه‌وتری و کاهش فعالیت عضله دوقلو در مرحله پیش از تماس پا با زمین و همچنین ادامه کاهش فعالیت عضله دوسرانی پس از فرود مشاهده شد که از این نظریه حمایت می‌کند. این استراتژی، مکانیزم جبرانی مکانیکی برای حفظ الگوی حرکت کلی مفصل در صورت ضعف عضله چهارسر است. کاهش هم‌انقباضی در عضله دوسرانی پیش از فرود برای کمک به ثبات زانو در مطالعات دیگر نیز ذکر شده است.^[۳۳]

در این مطالعه کاهش فعالیت عضلات همسترینگ و دوقلو قبل از برخورد پا با زمین و همچنین کاهش فعالیت عضلات چهارسر و دوسرانی پس از تماس پا با زمین در نتیجه خستگی اندام تحتانی به وسیله پروتکل خستگی نشست و برخاست گزارش شد. با توجه به نقش حمایتی عضلات دوقلو و همسترینگ و همکاری این عضلات با رباط ACL در ثبات زانو، به نظر می‌رسد، خستگی شدید اندام تحتانی می‌تواند منجر به آسیب این رباط و کاهش ثبات زانو شود. در این مطالعه افزایش زاویه فلکشن در لحظه تماس پا با زمین، کاهش نیروی عکس‌العمل زمین و افزایش زمان رسیدن به حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین نیز مشاهده شد. این استراتژی سیستم عصبی می‌تواند در تخفیف شوک ناشی از وزن بدن در لحظه برخورد و کاهش آسیب به مفاصل اندام تحتانی موثر باشد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از رساله دکتری تربیت بدنی و علوم ورزشی (بیومکانیک ورزشی) آقای محمدجواد رضی به راهنمایی دکتر حیدر صادقی و مشاوره آقایان دکتر اسماعیل ابراهیمی تکامجانی و دکتر محمد شریعت‌زاده می‌باشد و داده‌های این پژوهش در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان جمع‌آوری شده است. بدین‌وسیله از تمامی عزیزانی که در انجام این تحقیق همکاری نمودند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

منابع

- Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of athletic training*. 2007; 42(2):311-319.
- Gottlob CA, Baker Jr CL, Pellissier JM, Colvin L. Cost effectiveness of anterior cruciate ligament reconstruction in young adults. *Clinical orthopaedics and related research*. 1999; 367:272-282.

¹³ In Vivo

¹⁴ Quadriceps-Dominant Strategy

¹⁵ Antagonistic Inhibition

3. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynon BD, DeMaio M, Dick RW, Engebretsen L, Garrett WE, Hannafin JA, Hewett TE. 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.
4. Ruiz AL, Kelly M, Nutton RW. Arthroscopic ACL reconstruction: a 5–9 year follow-up. *The knee*. 2002; 9(3):197-200.
5. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball a systematic video analysis. *The American journal of sports medicine*. 2004; 32(4):1002-1012.
6. Abasi A, Khaleghi Tzji H, Sadeghi H, Dastmanesh S. Ground reaction forces attenuation in supinated and pronated foot during single leg drop landing. *Research on Sport Sciences*. 2008; 6(1):97-109.
7. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynon BD, DeMaio M, Dick RW, Engebretsen L, Garrett WE, Hannafin JA, Hewett TE. 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.
8. Price RJ, Hawkins RD, Hulse MA, Hodson A. The Football Association medical research programme: an audit of injuries in academy youth football. *British journal of sports medicine*. 2004; 38(4):466-471.
9. Sahlin, K. Metabolic factors in fatigue. *Sports Medicine*. 1992; 13 (2), 99-107.
10. Longpré HS, Acker SM, Maly MR. Muscle activation and knee biomechanics during squatting and lunging after lower extremity fatigue in healthy young women. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2015; 25(1):40-46.
11. McLean SG, Felin RE, Suedekum N, Calabrese G, Passerallo A, Joy S. Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. *Medicine and science in sports and exercise*. 2007; 39(3):502-514.
12. Melnyk M, Gollhofer A. Submaximal fatigue of the hamstrings impairs specific reflex components and knee stability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2007; 15(5):525-532.
13. Roberts D, Ageberg E, Andersson G, Fridén T. Effects of short-term cycling on knee joint proprioception in ACL-deficient patients. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2004; 12(5):357-363.
14. Kellis E, Kouvelioti V. Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. *Journal of electromyography and kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 2009; 19(1):55-64.
15. Gehring D, Melnyk M, Gollhofer A. Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clinical Biomechanics* 2009; 31;24(1):82-87.
16. Tamura A, Akasaka K, Otsudo T, Sawada Y, Okubo Y, Shiozawa J, Toda Y, Yamada K. Fatigue Alters Landing Shock Attenuation During a Single-Leg Vertical Drop Jump. *Orthopaedic journal of sports medicine* 2016; 4(1):232-242.
17. Hollman JH, Hohl JM, Kraft JL, Strauss JD, Traver KJ. Effects of hip extensor fatigue on lower extremity kinematics during a jump-landing task in women: a controlled laboratory study. *Clinical Biomechanics* 2012; 27(9):903-909.
18. Murdock GH, Hubley-Kozey CL. Effect of a high intensity quadriceps fatigue protocol on knee joint mechanics and muscle activation during gait in young adults. *European Journal of Applied Physiology*. 2012; 112(2):439-449.
19. Hubley-Kozey C, Deluzio K, Dunbar M. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*. 2008; 23(1):71-80.
20. Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *The American journal of sports medicine*. 2005; 33(7):1022-1029.
21. Fagenbaum R, Darling WG. Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*. 2003; 31(2):233-240.
22. Parijat P, Lockhart TE. Effects of quadriceps fatigue on the Biomechanics of gait and slip propensity. *Gait & Posture*. 2008; 28(4):568–573.
23. Barbieri FA, Santos PCR, Lirani-Silvia E, Vitória R, Gobbi LTB, van Dieën JH. Systematic review of the effects of fatigue on spatiotemporal gait parameters. *Journal of Back & Musculoskeletal Rehabilitation*. 2013; 26(2):125–131.
24. Proske U, Morgan DL. Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *The Journal of Physiology*. 2001; 537(2):333-345.
25. Linnamo V, Häkkinen K, Komi PV. Neuromuscular fatigue and recovery in maximal compared to explosive strength loading. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1997; 77(1-2):176-181.
26. Moran KA, Marshall BM. Effect of fatigue on tibial impact accelerations and knee kinematics in drop jumps. *Medicine and science in sports and exercise*. 2006; 38(10):1836-1842.

27. Yeow CH, Lee PV, Goh JC. Regression relationships of landing height with ground reaction forces, knee flexion angles, angular velocities and joint powers during double-leg landing. *The Knee*. 2009; 16(5): 381-386.
28. Coventry E, O'Connor KM, Hart BA, Earl JE, Ebersole KT. The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clinical Biomechanics*. 2006; 21(10):1090-1097.
29. Gerritsen KG, van den Bogert AJ, Nigg BM. Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *Journal of biomechanics*. 1995; 28(6):661-668.
30. Cerulli G, Benoit DL, Lamontagne M, Caraffa A, Liti A. In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement: case report. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2003; 11(5):307-311.
31. Barbieri FA, Beretta S, Pereira VA, Simieli L, Orcioli-Silva D, dos Santos PCR, Gobbi LT B. Recovery of gait after quadriceps muscle fatigue. *Gait & Posture*. 2016; 43:270-274.
32. Padua DA, Arnold BL, Perrin DH, Gansneder BM. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *Journal of Athletic Training* 2006; 41(3):294-304.
33. Lloyd DG, Buchanan TS, Besier TF. Neuromuscular biomechanical modeling to understand knee ligament loading. *Medicine and science in sports and exercise*. 2005; 37(11):1939-1947.