

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

Mohamadjavad 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: Mohamadjavad 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:** Mohamadjavad Razi. PhD Student of Sport Biomechanics, Kharazmi University, Teheran, Iran
Email: mohamadjavadrizi@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

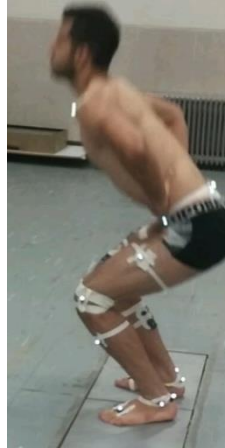
تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی و جامعه آماری آن را تمامی دانشجویان مرد سالم فعال دانشگاه آزاد واحد همدان تشکیل می‌دادند. ۱۵ نفر از جامعه آماری با ویژگی‌های دموگرافیک مندرج در جدول ۱ به صورت نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند. تکمیل فرم رضایت آگاهانه شرکت در تحقیق، عدم ابتلا به هر گونه بیماری قلبی-تنفسی، ناهنجاری‌های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

داشت، با حداکثر تلاش انجام دهند (شکل ۲). حرکت کانترموونت جامپ بلافاصله پس از اجرای پروتکل خستگی مطابق شرایط پیش از خستگی انجام شد. پس از کوشش‌های کانترموونت 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 راست رانی 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 کانترموونت 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

3. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynnon 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, Beynnon 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.

