Published Online: 2019.May.26 **Research Article**

Archive of SID

Effect of One Stage of Exhaustive Local Fatigue on Mechanical Parameters of Lower-Limb Joints during the Single-Leg Landing of Semi-Professional Sportsmen

Mohammad-Ali Soleiman Fallah[1]*, Heydar Sadeghi[2, 3], Pejman Motamedi[4], Amir Hossein Barati[5]

1. PhD. Student, Biomechanics of Sports, University of Kharazmi, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Tehran, Iran
2. Full Professor of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
3. Full Professor of Sport Biomechanics, Research Institute of Motor Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
4. Assistant Professor of Sport Physiology, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
5. Assistant Professor of Sport Pathology, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Shahid Rajaie University, Tehran, Iran

Received: 2018.December.04 **Revised: 2019. May.08** **Accepted: 2019.May.15**

Abstract

Background and Aims: Performance of an athlete reduces as the time of activity increases; consequently, his landing quality is influenced by fatigue. In particular, fatigue has effects on the sportsman's control posture and the biomechanics of his lower limbs. Moreover, landing puts more stress on these joints than jumping does, and leads to much more possibility of injury. The main objective of the present study was to investigate the effect of one stage of exhaustive local fatigue on the mechanics of the joints of the lower limb in semi-professional sportsmen during their single-leg landing.

Materials and Methods: A total of 30 young, semi-professional basketball players in Alborz, Iran, aged between 16 and 26 years, participated in the study. The biomechanical data were recorded using motion analyzer and force plate tools. To process the collected data, the numerical computing environment MATLAB was employed to extract the angles of the lower limb joints when the foot touches the ground, the maximum flexion of the knee, and the maximum normal force in the three planes of motion. The descriptive statistics is based on the mean and the standard deviation of data and the test of normality is based on the Shapiro-Wilk test. Homogeneity of data was tested using Levene's test. The collected sets of data were compared using the repeated measures analysis conducted in SPSS, version 20.0, at the significance level of $P \leq 0.05$.

Results: The results did not reveal a significant difference between the angles of the ankle and of the knee in sagittal and frontal planes, nor do they show a significant difference in the maximum normal force and the maximum flexion of the knee before and after fatigue ($P \leq 0.05$). The results, however, showed a significant difference between the horizontal angular changes of the ankle joint in the maximal flexion of the knee after fatigue ($P \leq 0.000$).

Conclusion: Fatigue may change the strategy of landing, thereby increasing the likelihood of putting more stress on the lower limb joints, especially the ankle. This may in turn harm the other joints. The horizontal angular change of the ankle joint in the maximal flexion of the knee changes the layout of these joints, particularly the knee. A deeper investigation of the effect of fatigue on the layout of the joints may help one prevent injuries resulting from exhaustive local fatigue.

Keywords: Lower-limb joint angles; Local fatigue; Single-leg landing; Semi-professional athlete

Cite this article as: Fallah MSF, Sadeghi H, Motamedi P, Barati A. Effect of one stage of exhaustive local fatigue on mechanical parameters of lower-limb joints during the single-leg landing of semi-professional sportsmen. J Rehab Med. 2020; 8(4): 177-184.

* **Corresponding Author**: PhD. student, Biomechanics of Sports, University of Kharazmi, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Tehran, Iran
Email: mas.fallah@yahoo.com

DOI: 10.22037/jrm.2019.111454.2005

www.SID.ir

Archive of SID

اثر یک وهله خستگی موضعی تا حد واماندگی بر متغیرهای مکانیکی مفاصل اندام تحتانی حین فرود تک‌پای مردان ورزشکار نیمه‌حرفه‌ای

محمدعلی سلیمان فلاح[1*]، حیدر صادقی[2,3]، پژمان معتمدی[4]، امیرحسین براتی[5]

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲. استادتمام بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. استادتمام بیومکانیک ورزشی، پژوهشکده علوم حرکتی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
٤. استادیار فیزیولوژی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۵. استادیار آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید رجایی، تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۰۹/۱۳ بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۲/۱۸ پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۲/۲۵ *

چکیده

مقدمه و اهداف

با افزایش زمان و میزان خستگی، عملکرد ورزشکار کاهش می‌یابد و در نتیجه فرود تحت اثر خستگی قرار می‌گیرد. خستگی در زمان فرود روی کنترل پاسچر و بیومکانیک اندام تحتانی تاثیرگذار است، همچنین فرود نسبت به پرش فشار بیشتری به مفاصل اندام تحتانی وارد می‌آورد، از این رو احتمال آسیب‌دیدگی در فرود بسیار بیشتر از پرش است. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر یک وهله خستگی موضعی تا حد واماندگی بر پارامترهای مکانیکی مفاصل اندام تحتانی در حین فرود تک‌پای مردان ورزشکار نیمه‌حرفه‌ای بود.

مواد و روش‌ها

۳۰ مرد جوان ورزشکار نیمه‌حرفه‌ای ۱۶ تا ۲۶ سال بسکتبال استان البرز در پژوهش حاضر شرکت کردند. برای پردازش داده‌ها از نرم‌افزار متلب برای استخراج پارامترهای زوایای مفاصل اندام تحتانی در برخورد اولیه پا با سطح، حداکثر فلکشن زانو و حداکثر نیروی عمودی سطح در سه صفحه حرکتی استفاده شد. برای جمع‌آوری اطلاعات کینماتیکی از سیستم آنالیز حرکت VICON شامل ۸ دوربین و به منظور جمع‌آوری داده‌های کینتیک حرکت از یک صفحه نیروسنج KISTLER با سنسورهای پیزوالکتریک با فرکانس اندازه‌گیری ۲۴۰۰ هرتز در ابعاد ۶۰×۵۰ سانتی‌متر و نرم‌افزار نکسوس برای کمی کردن داده‌های فضایی-زمانی در تحقیق حاضر استفاده شد. تحلیل آماری داده‌ها از طریق آزمون تحلیل واریانس آمیخته برای مقایسه داده‌ها در سطح معناداری $p\leq ۰/۰۵$ با استفاده از SPSS ورژن ۲۰ انجام شد.

یافته‌ها

نتایج آزمون اندازه‌گیری مکرر اختلاف معناداری را در میانگین زوایای مفاصل مچ پا و زانو در دو صفحه حرکتی ساجیتال و فرونتال قبل و بعد از خستگی در وضعیت‌های لحظه‌ی تماس، حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل سطح و حداکثر فلکشن زانو نشان نداد ($p\leq ۰/۰۵$). در مقابل در صفحه هوریزنتال تغییر زاویه‌ی مفصل مچ پا در حداکثر فلکشن زانو پس از خستگی معنادار شد ($p=۰/۰۰۰$).

نتیجه‌گیری

خستگی ناشی از تمرین و مسابقه می‌تواند موجب تغییر در استراتژی فرود شود، به طوری که احتمال فشار به مفاصل اندام تحتانی به ویژه مچ پا و متعاقب آن احتمال بروز صدمات در مفاصل بالاتر را افزایش دهد. تغییر زاویه مچ پا در حداکثر فلکشن زانو در صفحه‌ی هوریزنتال می‌تواند سبب ایجاد تغییر در وضعیت مفاصل بعدی اندام تحتانی به ویژه زانو در زمان فرود شود. با توجه به زوایای ایجادشده در مفصل مچ پا با بررسی بیشتر می‌توان از آسیب ناشی از خستگی موضعی مفرط پیشگیری کرد.

واژه‌های کلیدی

زوایای مفاصل اندام تحتانی؛ خستگی موضعی؛ فرود تک‌پا؛ ورزشکار نیمه‌حرفه‌ای

نویسنده مسئول: محمدعلی سلیمان فلاح، دانشجوی دکتری، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

آدرس الکترونیکی: mas.fallah@yahoo.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

در بسیاری از فعالیت‌های ورزشی و در اواخر زمان تمرین و مسابقه ورزشکار وارد فاز خستگی می‌شود. مستند است که خستگی موجب اختلال در میزان تولید نیرو و سرعت کوتاه شدن عضله شده و در نتیجه یک فعالیت تکراری یا طولانی‌مدت اتفاق می‌افتد که به مقدار زیادی وابسته به شدت و زمان انجام فعالیت است.[۱] ضمن اینکه در مطالعات خستگی بر دو نوع عمومی و موضعی تقسیم و تعدیل آن با متغیرهایی از جمله سن، آسیب، نوع و سطح فعالیت بدنی انجام‌شده مرتبط اعلام شده است.[۲] با توجه به تأثیری که عامل خستگی بر فعالیت عضلات عمل‌کننده در زمان فرود می‌گذارد، انتظار می‌رود تغییرات قابل توجه بیومکانیکی بر استراتژی فرود افراد پس از خستگی به وجود آید.

با افزایش زمان تمرین و مسابقه میزان خستگی افزایش می‌یابد؛ بنابراین عملکرد ورزشکار کاهش می‌یابد و اجرای او (در مطالعه‌ی حاضر افت فرود) تحت تأثیر قرار می‌گیرد.[۳] با توجه به اینکه تغییر در استراتژی‌های کنترل حرکتی یک مکانیزم بالقوه برای آسیب‌های رباط صلیبی است، با در نظر گرفتن این مطلب که خستگی بر کنترل حرکتی تاثیرگذار است، همواره خستگی به عنوان یکی از ریسک‌فاکتورهای اصلی در آسیب‌های عصبی–عضلانی شناخته می‌شود.[٤] مولفه‌های بیومکانیکی پس از خستگی دچار تغییراتی می‌شوند، یکی از مهمترین این تغییرات افزایش حداکثر نیروی برشی قدامی بخش پروکسیمال درشت‌نی است که مسبب درصد بالایی از آسیب‌های رباط متقاطع عرضی قدامی (ACL) است.[٤] از دیگر تغییرات تحمیل‌شده افزایش گشتاور والگوسی زانو پس از خستگی است که در اغلب آسیب‌های ACL موثر است و معمولا هم‌زمان با افزایش نیروی برشی قدامی اتفاق می‌افتد. پس از خستگی در هنگام فرود، زوایای مفاصل ران و زانو در صفحات ساجیتال و فرونتال دچار تغییر می‌شوند که می‌تواند چیدمان اندام تحتانی را از حالت بهینه خارج کرده و متعاقب آن احتمال آسیب اندام تحتانی را افزایش دهد.[٥] در اغلب موارد پس از خستگی زاویه فلکشن ران کاهش می‌یابد و حرکت فلکشن زانو افزایش می‌یابد و در عین حال میزان گشتاور اکستنسوری و ابداکتوری زانو کاهش می‌یابد.[٦] در واقع پس از خستگی این مطلب که فرد با فلکشن بیشتر ران و زانو فرود می‌آید، بیانگر کاهش کنترل فرد پس از فرود است؛ به بیان دیگر خستگی در زمان فرود روی کنترل پاسچر و بیومکانیک اندام تحتانی تاثیرگذار است، در زمان فرود یکی از مکانیزم‌های حیاتی در اندام تحتانی گشتاور اکستنسوری زانو به منظور کنترل بدن از سقوط است و همان‌طور که پیش‌تر گفته شد خستگی سبب کاهش گشتاور اکستنسوری زانو می‌شود که می‌تواند احتمال آسیب‌دیدگی در زمان فرود را افزایش دهد.[۷] خستگی سبب افزایش اکستنشن و چرخش داخلی ران، زوایای ابداکشن و چرخش داخلی زانو در ابتدای تماس و افزایش زاویه سوپینیشن در پیک ایستادن می‌شود.[۸] یکی از دیگر فاکتورهای حائز اهمیت در پرش و فرود نیروهای عکس‌العمل سطح هستند، مقدار و جهت این نیروها در سه جهت داخلی–خارجی، خلفی–قدامی و عمودی بر میزان و جهت پرش فرد و همچنین بر میزان آسیب‌های احتمالی در زمان فرود تاثیرگذار است. به نظر می‌رسد نیروهای عکس‌العمل سطح و تعدیل آن‌ها در زمان فرود در کاهش احتمال بسیاری از آسیب‌های اندام تحتانی موثر باشد.[۹] پس از خستگی میزان فلکشن ران و زانو، نیروی عکس‌العمل سطح و نیروی برشی بخش پروکسیمال درشت‌نی در زمان فرود دستخوش تغییر می‌شود.[۱۵-۱۰،۸،۱]

فرود از جمله حرکات ورزشی متداول است که می‌تواند نیروی برخوردی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نماید.[۱٦] میزان فلکشن زانو در هنگام فرود تعیین‌کننده‌ی فرود نرم یا سخت است.[۱۷] فرود نسبت به پرش فشار بیشتری به مفاصل اندام تحتانی وارد می‌آورد، از این رو احتمال آسیب‌دیدگی در فرود بسیار بیشتر از پرش است.[۱۸] شتاب‌های کندشونده‌ی بزرگ در خلال فعالیت‌های ورزشی مثل فرود از پرش به عنوان یک مکانیزم متداول آسیب‌زا شناخته شده است.[۱۰] سرعت زاویه‌ای فلکشن ران و زانو با حداکثر نیروی عکس‌العمل خلفی و عمودی زمین در زمان فرود همبستگی دارد، همچنین حداکثر نیروی برشی قدامی بخش پروکسیمال درشت‌نی و حداکثر گشتاور اکستنسوری زانو با نیروی عکس‌العمل خلفی و عمودی سطح همبسته است[۱]؛ از این رو عمل فلکشن ران و زانو به طور یقین می‌تواند در جذب نیروهای ضربه‌ای پس از فرود مفید باشد. به بیان دیگر، حرکت مفصل ران در ابتدای تماس پس از فرود به عنوان یک تکنیک مناسب در تعدیل بارهای اعمالی روی ACL عمل می‌کند.[۱۱]

مطالعات پیشین نشان می‌دهد که اغلب آسیب‌های زانو و مچ پا در فرودهای بدون برخورد رخ می‌دهد[۱۹] و در بین عوامل بروز آسیب مربوطه سهم عمده‌ای متوجه خستگی است، از این رو است که بیشتر آسیب‌های غیربرخوردی در انتهای زمان تمرین یا مسابقه رخ می‌دهد.[۲۰] خستگی سبب تخلیه ذخایر انرژی و به طور مشهود سبب کاهش عملکرد می‌شود.[۲۱] خستگی می‌تواند روی مکانیک زانو و مچ پا در هنگام فرود اثر منفی بگذارد و در نتیجه احتمال آسیب را افزایش دهد.[٤] تغییر در مکانیک هر یک از مفاصل اندام تحتانی سبب تغییر در مکانیک مفاصل دیگر اندام تحتانی می‌شود و خستگی با کاهش موقتی کنترل حس حرکتی به طور احتمالی بیومکانیک اندام تحتانی را دچار تغییر می‌کند.[۲۰]

www.SID.ir

Archive of SID

با مرور بر مطالعات انجام‌شده می‌توان چنین نتیجه‌گیری کرد که تحقیقات متعددی موضوع فرود و تاثیر خستگی روی متغیرهای بیومکانیک آن را مورد مطالعه قرار داده‌اند[۲۵-۲۲، ۲۰، ۱۵، ۸-۳] که نشان‌دهنده‌ی کاهش عملکرد بهینه و افزایش احتمال آسیب‌های اندام تحتانی است. برخی از تغییرات تحمیل‌شده بر مولفه‌های بیومکانیکی به واسطه خستگی شامل تغییر در زوایای مفاصل ران و زانو در صفحات ساجیتال و فرونتال و افزایش اوج نیروی برشی قدامی بخش پروکسیمال درشت‌نی گزارش شده است، اما تغییرات از قبیل زاویه فلکشن زانو در هر سه صفحه، گشتاور خارجی زانو و نیروی عکس‌العمل عمودی سطح در هنگام فرود کمتر مورد بررسی قرار گرفته است؛ بنابراین هدف از تحقیق حاضر اثر یک وهله خستگی موضعی تا حد واماندگی بر پارامترهای مکانیکی مفاصل اندام تحتانی در حین فرود تک‌پای ورزشکاران مرد نیمه‌حرفه‌ای بود.

مواد و روش‌ها

تحقیق نیمه‌آزمایشگاهی حاضر، با طرح تحقیق پیش و پس‌آزمون مدل تاثیرسنجی (علی-مقایسه‌ای) و از نظر نوع کاربردی است. جامعه آماری تحقیق حاضر را کلیه ورزشکاران مرد نیمه‌حرفه‌ای (کسی که ورزش شغل تمام‌وقت او محسوب نمی‌شود و در عین حال به دلیل حمایت کمپانی ورزشی مبتدی هم نیست، ولی میزان این حمایت بسیار کمتر از ورزشکار حرفه‌ای است) ۱۶ تا ۲۶ سال بسکتبال استان البرز تشکیل دادند. از درون جامعه آماری ۶۰ نفر به صورت در دسترس و داوطلب شرکت در تحقیق، ۳۰ نفر به صورت تصادفی در این تحقیق به عنوان نمونه آماری شرکت داده شدند.

محقق بعد از انتخاب آزمودنی‌ها یک جلسه توجیهی برای داوطلبان برگزار کرد که طی آن فرآیند تحقیق حاضر برای آزمودنی‌ها توضیح داده شد. در نهایت رضایت‌نامه کتبی، پرسش‌نامه شامل مشخصات فردی (جنس، سن، قد و وزن) و سابقه‌ی آسیب‌های اندام تحتانی توسط آزمودنی‌ها تکمیل شد. برای جمع‌آوری اطلاعات کینماتیکی از سیستم آنالیز حرکت VICON شامل ۸ دوربین، ساخت کشور انگلستان با حداکثر نرخ ۳۳۰ هرتز و رزولوشن ۲,۲ مگاپیکسل در تحقیق حاضر و نرم‌افزار نکسوس برای کمی کردن داده‌های فضایی-زمانی استفاده شد. قبل از انجام تست بر اساس مدل Plug-In-Gait روی لندمارک‌های استخوانی از روی پوست مارکرهای رفلکسی به قطر ۱۴ میلی‌متر چسبانده شد. جهت به حداقل رساندن جابه‌جایی مارکرها از آزمودنی‌ها خواسته شد که از شورت استرچ مشکی استفاده کنند. محل قرارگیری مارکرها به صورت دوطرفه بر روی اندام‌ها عبارت بود از مفصل کف پایی انگشتی دوم، قوزک داخلی و خارجی، یک سوم خارجی و پایینی بخش ساق پای چپ، یک سوم بالایی بخش خارجی ساق پای راست، کندیل‌های داخلی و خارجی درشت‌نی، یک سوم پایینی بخش ران پای راست، یک سوم بالایی بخش خارجی ران پای چپ و خارهای خاصره‌ای قدامی و خلفی فوقانی. به منظور جمع‌آوری داده-های کینتیک حرکت از یک صفحه نیروسنج KISTLER ساخت کشور سوئیس با سنسورهای پیزوالکتریک با فرکانس اندازه‌گیری ۲۴۰۰ هرتز در ابعاد ۶۰×۵۰ سانتی‌متر در تحقیق حاضر استفاده شد. در مرحله بعدی اطلاعات آنتروپومتریکی و دموگرافیکی استاندارد مربوط به قد، وزن و سن با استفاده از قدسنج، ترازوی دیجیتال و پرسش از شخص جمع‌آوری شد و در برگه‌های مخصوص ثبت شد.

پس از کالیبراسیون سیستم و همزمان‌سازی دستگاه‌ها، صفحه نیرو با فرکانس انتخابی ۱۲۰۰ هرتز و دستگاه آنالیز حرکتی با هشت دوربین با فرکانس انتخابی ۱۲۰ هرتز برای ثبت همزمان داده‌های کینتیکی و کینماتیکی تکلیف فرود مورد استفاده قرار گرفت.[۲۶] به منظور به حداقل رساندن تفاوت در اجرای فرود از محرک صوتی برای انجام حرکت استفاده شد؛ به این صورت که از آزمودنی‌ها خواسته شد که پس از شنیدن صدای صوت بدون هیچ‌گونه انقباض در عضلات پا، خود را از روی سکو به پایین رها کرده و روی پای غالب خود فرود آیند.[۲۷] پس از آمادگی آزمودنی جهت انجام تکلیف، از وی خواسته شد تا سه اجرای موفق افت فرود تک‌پای (پای غالب) آزمودنی از روی سکوی ۴۰ سانتی‌متری روی صفحه‌ی نیروسنج را قبل و بعد از پروتکل خستگی (۱۰ اسکات با وزن بدن آزمودنی و بلافاصله ۱۰ ثانیه زانو بلند سرعتی و تکرار آن تا رسیدن به حد واماندگی) انجام دهد. منظور از واماندگی وضعیتی بود که فرد دیگر قادر به اجرای سه اسکات متوالی نباشد.[۸] تلاشی به عنوان تلاش موفق در نظر گرفته شد که در آن پای غالب آزمودنی به طور کامل بر روی صفحه نیرو قرار می‌گرفت و در هنگام انجام عمل فرود، پاسچر فرد پایدار می‌شد و فرد با پای دیگرش زمین را لمس نمی‌کرد، در غیر این صورت تلاش ناموفق تلقی می‌شد.

اطلاعات کینماتیکی اندام تحتانی برای پای برتر ثبت شد. میانگین سه تلاش فرد جهت تجزیه و تحلیل داده‌های کینتیکی و کینماتیکی استفاده شد. داده‌های کینماتیکی (زوایای مفاصل اندام تحتانی) توسط فیلتر باتروورث مرتبه‌ی ۴ و با فرکانس برشی ۱۰ هرتز و ۴۰ هرتز به ترتیب هموار شد.[۲۸، ۲۹] تمام محاسبات در محیط نرم‌افزار متلب انجام شد.

از میانگین و انحراف استاندارد برای آمار توصیفی، از آزمون شاپیرو-ویلک برای بررسی نرمال بودن داده‌ها، از آزمون لون برای تعیین همگن بوده داده‌ها استفاده شد. پس از تعیین پارامتریک بودن داده‌ها، تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از آزمون تحلیل واریانس آمیخته برای مقایسه داده‌ها در سطح معناداری ($p\leq0.05$) در محیط نرم‌افزار SPSS ورژن ۲۰ انجام شد.

www.SID.ir

Archive of SID

یافته‌ها

با توجه به نتایج آزمون آماری لون آزمودنی‌ها از لحاظ قد، وزن و سن همگن بودند.

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد اطلاعات آنتروپومتری آزمودنی‌های تحقیق و مقایسه آماری آن‌ها (n=۳۰)

	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)	BMI
میانگین	۲۱/۶۳	۱۸۳/۵	۷۴/۶۰	۲۳/۹۷
انحراف استاندارد	۴/۷۳	۵/۵۲	۹/۳۴	۳/۵۹

میانگین، انحراف استاندارد و نتایج آماری مربوط به قبل و بعد از خستگی در متغیرهای مورد مطالعه در جدول ۲ ارائه شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود نتایج پژوهش حاضر که در برخورد اولیه پا با سطح، حداکثر فلکشن زانو و حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل سطح محاسبه شد، اختلاف معناداری را در میانگین زوایای مفصل مچ پا در دو صفحه حرکتی ساجیتال و فرونتال قبل و بعد از خستگی نشان نداد ($p\leq$۰/۰۵)، اما در صفحه هوریزنتال این اختلاف در حداکثر فلکشن زانو معنادار بود ($p=$۰/۰۰۰). همچنین اختلاف معناداری را در میانگین زوایای مفصل زانو در سه صفحه ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال در سه وضعیت (برخورد اولیه پا با سطح، حداکثر فلکشن زانو و حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل سطح) قبل و بعد از خستگی نشان نداد ($p\leq$۰/۰۵). در مفصل مچ پا در صفحه ساجیتال پس از خستگی حدود سه، دو و شش درجه به ترتیب در وضعیت‌های برخورد اولیه پا با سطح، حداکثر فلکشن زانو و حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل سطح به ترتیب به سمت پلانتار فلکشن در وضعیت اول و سوم و به سمت درسی فلکشن در وضعیت دوم افزایش داشت که البته از نظر آماری معنادار نبود. در صفحه فرونتال تغییر قابل توجی در زاویه مفصل مچ مشاهده نشد و تقریبا در زوایای ۱۱، ۷ و ۱۵ درجه اینورشن به ترتیب در وضعیت‌های برخورد اولیه پا با سطح، حداکثر فلکشن زانو و حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل سطح قبل و بعد از خستگی بدون تغییر باقی ماند. افزایش اداکشن معنادار در وضعیت حداکثر فلکشن زانو پس از خستگی ثبت شد. در مورد مفصل زانو در صفحه ساجیتال پس از خستگی به ترتیب ۱، ۲ و ۳ درجه در وضعیت‌های برخورد اولیه پا با سطح، حداکثر فلکشن زانو و حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل سطح فلکشن زانو افزایش داشت که معنادار نشد. در صفحه فرونتال تغییری به اندازه‌ی ۱ درجه به سمت والگوس در حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی سطح مشاهده شد که معنادار نشد. همچنین در صفحه هوریزونتال تغییرات بسیار اندک در حدود یک درجه اتفاق افتاد که معنادار نبود.

جدول ۲: داده‌های مربوط به زوایای مفاصل مچ و زانو در سه صفحه‌ی حرکتی قبل و بعد از خستگی (n=۳۰) معناداری در سطح ۰/۰۵

مفصل	صفحه حرکتی	وضعیت	خستگی	میانگین و انحراف استاندارد (درجه)	مقدار F	سطح معناداری
مچ پا	ساجیتال	برخورد اولیه پا با سطح	قبل	-۴۷,۵۱±۹,۹۴	۱,۶۸۹	۰,۱۱۹
			بعد	-۵۰,۳۲±۹,۱۰		
		حداکثر فلکشن زانو	قبل	۲۷,۹۷±۶,۸۲	-۰,۹۵۵	۰,۳۶۰
			بعد	۲۹,۲۱±۲۱,۱۲		
		حداکثر نیروی عمودی	قبل	-۱۴,۵۲±۱۹,۰۰	۱,۲۳۹	۰,۲۴۱
			بعد	-۲۰,۵۱±۱۰,۹۷		
	فرونتال	برخورد اولیه پا با سطح	قبل	-۱۱,۷۱±۳,۹۴	-۱,۵۲	۰,۱۴۰
			بعد	-۱۱,۰۰±۴,۰۳		
		حداکثر فلکشن زانو	قبل	-۷,۹۹±۳,۸۸	-۰,۱۷۴	۰,۸۶۵
			بعد	-۷,۸۳-±۵,۷۸		
		حداکثر نیروی عمودی	قبل	-۱۴,۳۵±۷,۲۵	۱,۵۸۷	۰,۱۴۱
			بعد	-۱۵,۲۰±۷,۵۰		
	هوریزنتال	برخورد اولیه پا با سطح	قبل	۳۵,۴۳±۶,۱۳	۱,۴۶۱	۰,۱۷۲
			بعد	۳۳,۸۶±۴,۹۲		
		حداکثر فلکشن زانو	قبل	۲۴,۴۳±۸,۸۱	۱۰,۲۸	۰,۰۰۰*
			بعد	+۶,۷۹±۸,۶۷		
		حداکثر نیروی عمودی	قبل	۳۸,۹۲±۱۰,۴۴	۱,۵۱۷	۰,۱۵۸

www.SID.ir

Archive of SID

			بعد	۴۱,۹۴±۸,۳۳		
زانو	ساجیتال	برخورد اولیه پا با سطح	قبل	۱۴,۵۱±۵,۷۹	-۱,۰۴۷	۰,۳۱۷
			بعد	۱۵,۵۶±۴,۲۹		
		حداکثر فلکشن زانو	قبل	۵۳,۱۳±۹,۲۶	۰,۳۸۳	-۰,۹۱۰
			بعد	۵۵,۶۱±۱۱,۶۳		
		حداکثر نیروی عمودی	قبل	۲۴,۷۹±۱۱,۰۹	۱,۴۱۱	۰,۲۷۸
			بعد	۲۱,۱۶±۴,۸۳		
	فرونتال	برخورد اولیه پا با سطح	قبل	-۵,۰۲±۵,۶۰	۱,۵۰	۰,۱۶۰
			بعد	-۶,۲۰±۶,۵۶		
		حداکثر فلکشن زانو	قبل	-۱۶,۰۶±۱۳,۸۵	۰,۸۳۱	۰,۴۲۴
			بعد	-۱۷,۰۵±۱۱,۹۳		
		حداکثر نیروی عمودی	قبل	-۸,۵۱±۶,۹۸	۰,۴۵۷	۰,۶۵۶
			بعد	-۷,۹۷±۸,۰۲		
	هوریزنتال	برخورد اولیه پا با سطح	قبل	-۲۳,۱۱±۱۱,۶۰	-۰,۴۹۶	۰,۶۲۹
			بعد	-۲۲,۶۰±۹,۸۴		
		حداکثر فلکشن زانو	قبل	-۱۷,۱۹±۸,۴۴	-.۳۸۶	۰,۷۰۷
			بعد	-۱۶,۷۹±۸,۶۷		
		حداکثر نیروی عمودی	قبل	-۱۹,۸۵±۸,۸۴	۱,۱۰۱	۰,۲۹۵
			بعد	-۲۰,۷۱±۹,۷۲		

بحث

پژوهش حاضر با هدف بررسی اثر یک وهله خستگی موضعی تا حد واماندگی بر پارامترهای مکانیکی مفاصل اندام تحتانی در حین فرود تک‌پای مردان ورزشکار نیمه‌حرفه‌ای انجام شد. تعداد بسیار زیاد مطالعات بیومکانیکی که در مورد فرود از پرش و فرود از روی سکو توسط محققان انجام شده است، بیانگر اهمیت بالای آن، چه از نظر اجرا و چه از نظر آسیب‌زا بودن آن است. در زمان فرود موقعیت عضو دیستال در لحظه تماس با زمین[۳۰] و پایداری آن[۱۳] روی کینماتیک همه مفاصل اندام تحتانی تاثیرگذار است. در تحقیق حاضر پس از اجرای پروتکل خستگی تفاوت معناداری در زاویه زانو در برخورد اولیه پا با سطح، حداکثر فلکشن زانو و حداکثر نیروی عمودی مشاهده نشد. در مفصل مچ میزان زاویه مچ پا در صفحه هوریزنتال در حداکثر فلکشن زانو تغییر کرد که افزایش اداکشن بود، این تغییر ممکن است باعث ایجاد حرکات جبرانی از قبیل چرخش داخلی درشت‌نی و افزایش والگوس زانو شود. به طور کلی تغییر کینماتیکی تحمیل‌شده بر مفصل مچ پا می‌تواند منجر به تغییر در مفاصل بالاتر شود؛ به عبارت دیگر، اثر اختلالات مچ پا در زنجیره‌ی حرکتی روی مفاصل بالاتر را می‌توان از عوامل بروز اختلالات اسکلتی-عضلانی در زانو در نظر گرفت.[۳۱]

با افزایش میزان خستگی عملکرد وررزشکار کاهش می‌یابد و در نتیجه فرود ورزشکار تحت اثر خستگی قرار می‌گیرد[۳]؛ بنابراین خستگی مکانیک اندام تحتانی را تغییر می‌دهد.[۳] با توجه به اینکه این تغییر در استراتژی‌های کنترل حرکتی یک مکانیزم بالقوه برای آسیب‌های ACL است[۳۲] و با در نظر گرفتن این مطلب که خستگی بر کنترل حرکتی تاثیرگذار است، همواره می‌توان خستگی را به عنوان یکی از ریسک‌فاکتورهای اصلی در آسیب عصبی-عضلانی شناخت. افراد پس از خستگی بیشتر به راهبردهای مچ‌محور روی می‌آورند و به عضلات مچ پا بیشتر از عضلات زانو متکی می‌شوند که این موجب بروز ناپایداری در زانو و افزایش خطر آسیب‌دیدگی ACL خواهد شد.[۳۳] با تغییر در زوایای مفصل مچ مکانیک فرود دچار تغییر می‌شود، با افزایش زوایا اتلاف انرژی و متعاقب آن جذب شوک دچار تغییر می‌شود. کاهش اتلاف انرژی به معنی کاهش جذب شوک و در نتیجه احتمال افزایش آسیب اندام تحتانی است.[۳۴] با توجه به نتایج پژوهش حاضر مفصل مچ پس از خستگی به اداکشن بیشتر می‌رود. با در نظر گرفتن این موضوع که کاهش اتلاف انرژی که محصول کاهش عملکرد عضلات است که از خستگی ناشی می‌شود، می‌تواند جذب شوک در صفحه هوریزنتال را کاهش دهد که در این صورت می‌تواند عامل افزایش احتمال آسیب در این مفصل و متعاقب آن مفصل زانو شود. با وجود اینکه زاویه‌ی مفصل زانو در صفحات حرکتی سه‌گانه معنادار نشد، ولی اندکی دچار تغییر شد که تمایل این مفصل برای فلکشن، والگوس و چرخش داخلی بیشتر به ترتیب در صفحات حرکتی ساجیتال، فرونتال و هوریزونتال را نشان داد که همگی از عوامل افزاینده‌ی احتمال آسیب ACL هستند. پروتکل خستگی در تحقیق حاضر متمرکز بر عضلات سرینی بزرگ و خانواده‌ی چهارسر بود که توجیه‌کننده‌ی بیشتر بودن حداکثر زاویه‌ی فلکشن زانو به دلیل کاهش عملکرد

www.SID.ir

Archive of SID

عضلات چهارسر بود. در تحقیقات قبلی تغییر در پارامترهای بیومکانیکی پس از خستگی مشاهده شده است و نظم کمتری پس از خستگی در فرود گزارش شده است. روند این تغییرات در جهت تایید افزایش احتمال آسیب‌پذیری ACL است.[۵] پس از خستگی افزایش جابه-جایی فلکشن زانو در تحقیقات نشان داده شده است که با یافته‌های تحقیق حاضر ناهمسو است.[۷] همچنین در تحقیقی هولمن و همکاران نشان دادند که کینماتیک زانو قبل و بعد از خستگی تفاوتی نداشته است[۲۲] که مؤید نتایج پژوهش حاضر است. شدت خستگی بر میزان اثرپذیری فاکتورهای بیومکانیکی اندام تحتانی تأثیرگذار است و از آنجا که اطلاعات به‌دست‌آمده در تحقیق حاضر میانگین سه اجرای فرود هر فرد است، ممکن است اندکی در فرودهای دوم و سوم از شدت خستگی کاسته شده باشد (میزان خستگی در فرودهای دوم و سوم از طریق پنج اسکات متوالی روی سکو بین اجراهای اول تا سوم کنترل شد).[۱۵] حتی ممکن است این تفاوت در نتایج به دلیل تفاوت در پروتکل خستگی باشد و می‌توان این‌گونه نتیجه‌گیری کرد که پروتکل‌های مختلف خستگی اجراهای متفاوتی را در پی دارند.[۲۵]

نتیجه‌گیری

با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر، خستگی عملکردی ناشی از ورزش می‌تواند موجب تغییر در مکانیک فرود شود، به طوری که احتمال بروز فشار به مفاصل اندام تحتانی به ویژه مچ پا و متعاقب آن احتمال ریسک صدمات در مفاصل بالاتر را افزایش دهد. تغییر زاویه مچ پا در حداکثر فلکشن زانو نشان‌دهنده اهمیت وضعیت این مفصل در صفحه هوریزنتال بوده و می‌توان با توجه به زوایای ایجادشده و بررسی بیشتر از آسیب و عوارض بعدی پیشگیری کرد. نتایج این تحقیق می‌تواند موجب گسترش آگاهی مربیان و ورزشکاران از اهمیت مکانیک صحیح فرود به ویژه در حین خستگی شود. هرچند به منظور بررسی دقیق‌تر اثرات خستگی بر بیومکانیک فرود نیاز به تحقیقات بیشتر احساس می‌شود.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از رساله‌ی دکترای محمدعلی سلیمان فلاح به راهنمایی آقایان دکتر صادقی و دکتر معتمدی و مشاوره‌ی آقای دکتر براتی می‌باشد. بدین‌وسیله از تمام اساتید محترم که در انجام این تحقیق ما را یاری نمودند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

منابع

1. Bates NA, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Kinetic and kinematic differences between first and second landings of a drop vertical jump task: implications for injury risk assessments. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2013;28(4):459-66.
2. Barbieri FA, Santos PC, Lirani-Silva E, Vitorio R, Gobbi LT, van Dieen JH. Systematic review of the effects of fatigue on spatiotemporal gait parameters. J Back Musculoskelet Rehabil. 2013;26(2):125-31.
3. Wesley CA, Aronson PA, Docherty CL. Lower Extremity Landing Biomechanics in Both Sexes After a Functional Exercise Protocol. J Athl Train. 2015;50(9):914-20.
4. Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. Am J Sports Med. 2005;33(7):1022-9.
5. Orishimo KF, Liederbach M, Kremenic IJ, Hagins M, Pappas E. Comparison of landing biomechanics between male and female dancers and athletes, part 1: Influence of sex on risk of anterior cruciate ligament injury. Am J Sports Med. 2014;42(5):1082-8.
6. Kernozek TW, Torry MR, Iwasaki M. Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. Am J Sports Med. 2008;36(3):554-65.
7. Frank BS, Gilsdorf CM, Goerger BM, Prentice WE, Padua DA. Neuromuscular fatigue alters postural control and sagittal plane hip biomechanics in active females with anterior cruciate ligament reconstruction. Sports Health. 2014;6(4):301-8.
8. Borotikar BS, Newcomer R, Koppes R, McLean SG. Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: central and peripheral contributions to ACL injury risk. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2008;23(1):81-92.
9. Padua DA, Distefano LJ. Sagittal Plane Knee Biomechanics and Vertical Ground Reaction Forces Are Modified Following ACL Injury Prevention Programs: A Systematic Review. Sports Health. 2009;1(2):165-73.
10. Jacobs CA, Uhl TL, Mattacola CG, Shapiro R, Rayens WS. Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. J Athl Train. 2007;42(1):76-83.
11. Yu B, Lin CF, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2006;21(3):297-305.
12. Barrios JA, Heitkamp CA, Smith BP, Sturgeon MM, Suckow DW, Sutton CR. Three-dimensional hip and knee kinematics during walking, running, and single-limb drop landing in females with and without genu valgum. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2016;31:7-11.
13. Terada M, Pietrosimone B, Gribble PA. Individuals with chronic ankle instability exhibit altered landing knee kinematics: potential link with the mechanism of loading for the anterior cruciate ligament. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2014;29(10):1125-30.

www.SID.ir

Archive of SID
14. Pappas E, Carpes FP. Lower extremity kinematic asymmetry in male and female athletes performing jump-landing tasks. J Sci Med Sport. 2012;15(1):87-92.
15. Shultz SJ, Schmitz RJ, Cone JR, Henson RA, Montgomery MM, Pye ML, et al. Changes in fatigue, multiplanar knee laxity, and landing biomechanics during intermittent exercise. J Athl Train. 2015;50(5):486-97.
16. Mosavi SK SS, Mimar R. The Comparison of Maximum Vertical Ground Reaction Force and electromyoghraphy leg muscles during single leg drop landing between men with genu varum deformity and normal knee From different Heights. J of Rafsanjan Uni of Med Sci. 2014;13(6):14.
17. Mothersole G. Ground reaction force profiles of specific jump-landing tasks in females: development of a systematic and progressive jump-landing model. [PHD Theses]. Auckland University of Technology. 2013.
18. Parijat P, Lockhart TE. Effects of lower extremity muscle fatigue on the outcomes of slip-induced falls. Ergonomics. 2008;51(12):1873-84.
19. Brown TN, McLean SG, Palmieri-Smith RM. Associations between lower limb muscle activation strategies and resultant multi-planar knee kinetics during single leg landings. J Sci Med Sport. 2014;17(4):408-13.
20. Steib S, Hentschke C, Welsch G, Pfeifer K, Zech A. Effects of fatiguing treadmill running on sensorimotor control in athletes with and without functional ankle instability. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2013;28(7):790-5.
21. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Richard Steadman J. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2003;18(7):662-9.
22. 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. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2012;27(9):903-9.
23. Hassanlouei H, Arendt-Nielsen L, Kersting UG, Falla D. Effect of exercise-induced fatigue on postural control of the knee. J Electromyogr Kinesiol. 2012;22(3):342-7.
24. Padulo J, Tiloca A, Powell D, Granatelli G, Bianco A, Paoli A. EMG amplitude of the biceps femoris during jumping compared to landing movements. Springerplus. 2013;2:520.
25. James CR, Scheuermann BW, Smith MP. Effects of two neuromuscular fatigue protocols on landing performance. J Electromyogr Kinesiol. 2010;20(4):667-75.
26. Robertson D.G.E C, G.E, Hamill, J, Kamen, G, Whittlesey, S.N. Research Method in Biomechanics: Human Kinetics; 2015.
27. Carcia CR KB, Scibek JS. Time to peak force is related to frontal plane landing kinematics in female athletes. Phys Thera in Spo. 2012;13(2):73-9.
28. Yousefi M SH, Ilbeigi S, Khaleghitazeji M. Detection of compensatory mechanism during gait in individuals with functional ankle instability using inversion perturbation. Sci J of Rehab Med. 2018(4):240-8.
29. Winter DA. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. Edition r, editor. Hoboken: John Wiley & Sons; 2005.
30. Kagaya Y FY, Nishizono H. Association between hip abductor function, rear-foot dynamic alignment, and dynamic knee valgus during single-leg squats and drop landings. J of Spo and Health Sci. 2015;4(2):182-7.
31. Post WR, Teitge R, Amis A. Patellofemoral malalignment: looking beyond the viewbox. Clin Sports Med. 2002;21(3):521-46, x.
32. Wu X ZS, Liu Y, Zhang D, Xie B. 2013. Human Movement Science. Do knee concentric and eccentric strength and sagittal-plane knee joint biomechanics differ between jumpers and non-jumpers in landing? Hum Move Sci. 2013;32(6):1299-309.
33. Waddington G, Seward H, Wrigley T, Lacey N, Adams R. Comparing wobble board and jump-landing training effects on knee and ankle movement discrimination. J Sci Med Sport. 2000;3(4):449-59.
34. Lee J, Song Y, Shin CS. Effect of the sagittal ankle angle at initial contact on energy dissipation in the lower extremity joints during a single-leg landing. Gait Posture. 2018;62:99-104.

www.SID.ir