Journal of Health Promotion Management (JHPM) **Original Article**

December-January 2022, Volume 11, Issue 6 https://doi.org/10.22034/JHPM.11.6.1

The effect of "Delayed Onset Muscle Soreness" on Ground Reaction Forces and Loading Rate During Landing in Healthy Subjects

Mohammad Reza Jahani [1], Ali Jalalvand[2*]

1- Master of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran.
2- Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran.

Corresponding author: Ali Jalalvand, Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran.
E-mail: jalalvand_ali@yahoo.com

Received:9 March 2021 Accepted: 29 Sep 2022

Abstract

Introduction: The link between "Delayed Onset of Muscle Soreness" (DOMS) and force components and loading rate during landing is not well understood. Therefore, the aim of this study was to determine the effect of "Delayed Onset of Muscle Soreness" on ground reaction forces and loading rate during landing in Healthy non-athlete subjects.

Methods: This research was a semi-experimental (DOMS-induced exercises by Harvard step test) with a pretest and post-test design. The present study's statistical population of the consisted of non-athlete students were volunteered to participate in this study. A total of 15 healthy male non-athlete students were selected following a simple random sampling by Lottery procedure. In this study, the demographic questionnaire and "General Health Questionnaire" were used to assess the general health conditions and enter the subjects into the study. The weight and height of the subjects were measured using the tools and devices of the Sika 206 dynamometer and gauge screen, respectively. The validity and reliability of these instruments have been confirmed in previous studies. To control the landing height, Vicon motion analysis system including 4 high-speed infrared cameras was used. The Ground Reaction Force(GRFs) during cross-landing was measured using a force plate and then the kinetic indices including the peak and depth of the Ground Reaction Force and the time of reaching the peak and bottom and the loading rate were extracted by Vicon Nexus software. Data were analyzed using SPSS. 23.

Results: "Delayed Onset of Muscle Soreness" has no effect on the Ground Reaction Force when heel contact ($P < 0.05$). "Delayed Onset of Muscle Soreness" reduces the maximum vertical reaction force (FZ1) in toe contact with the ground ($P = 0.038$) and the minimum vertical reaction force (FZ2) in toe contact with the ground ($P = 0.006$) after It was 48 hours. People with "Delayed Onset of Muscle Soreness" have a faster time to reach the 1.2 FZ characteristic ($P = 0.001$ and $P = 0.010$).

Conclusions: "Delayed Onset of Muscle Soreness" reduces the vertical force of the reaction when the toe comes in contact with the ground when landing, as well as the faster arrival time of the reaction forces when in contact with the toe. Therefore, it is suggested that therapists, physiotherapists and other groups be trained about the treatment and prevention strategies of these risk factors in activity and rehabilitation with feedback from the changes of these biomechanical parameters.

Keywords: Delayed Onset of Muscle Soreness, Landing, Ground Reaction Forces, Loading Rate.

نشریه مدیریت ارتقای سلامت
مقاله پژوهشی

آذر و دی ۱۴۰۱، دوره ۱۱، شماره ۶
https://doi.org/10.22034/JHPM.11.6.1

تاثیر «درد عضلانی با شروع تاخیری» بر نیروهای عکس العمل زمین و میزان بار وارد شده در هنگام فرود در افراد سالم

محمدرضا جهانی[۱]، علی جلالوند[۲*]

۱- کارشناسی ارشد، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.
۲- استادیار، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.

نویسنده مسئول: علی جلالوند، استادیار، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.
ایمیل: jalalvand_ali@yahoo.com

تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۱۲/۱۸ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۷/۷

چکیده

مقدمه: ارتباط بین "درد عضلانی با شروع تاخیری"با نیروهای عکس العمل زمین و نرخ بارگذاری هنگام فرود روشن نیست. هدف پژوهش حاضر تعیین تاثیر "درد عضلانی با شروع تاخیری" بر نیروی عمودی عکس العمل زمین و میزان بار وارد شده در هنگام فرود در افراد سالم غیر ورزشکار می باشد.

روش کار: این پژوهش از نوع نیمه تجربی (تمرینات القاء کننده "درد عضلانی با شروع تاخیری" توسط آزمون پله هاروارد)، با یک طرح پیش آزمون و پس آزمون بود. جامعه آماری را دانشجویان غیر ورزشکار تشکیل می‌دادند که بطور داوطلبانه در مطالعه شرکت کردند. تعداد ۱۵ دانشجوی غیر ورزشکار سالم مرد به صورت نمونه گیری تصادفی ساده به روش قرعه‌کشی انتخاب شدند. در این مطالعه از پرسشنامه جمعیت شناختی و "پرسشنامه سلامت عمومی"(General Health Questionnaire) به منظور بررسی شرایط سلامتی عمومی و ورود آزمودنی به پژوهش استفاده شد. وزن و قد آزمودنی‌ها به ترتیب با استفاده از ابزار و دستگاه‌های صفحه نیروسنج و قدسنج مدل سیکا ۲۰۶ انجام شد. روایی و پایایی این ابزار ها در مطالعات فراوانی قبلی تایید شده است. جهت کنترل ارتفاع فرود از سیستم تحلیل حرکتی وایکان شامل ۴ دوربین پرسرعت مادون قرمز استفاده گردید. نیروی عکس العمل زمین هنگام فرود متقاطع با استفاده از یک صفحه نیرو اندازه‌گیری و سپس شاخص‌های کینتیکی شامل اوج و قعر نیروهای عکس العمل زمین و زمان رسیدن به اوج و قعرها و نرخ بارگذاری توسط نرم افزارهای وایکان نکسوس استخراج گردید. داده‌ها با نرم افزار اس پی اس اس نسخه ۲۳ تحلیل شد.

یافته‌ها: "درد عضلانی با شروع تاخیری" تاثیری بر شاخص‌های نیروی عکس العمل زمین هنگام تماس پاشنه نمی‌گذارد ($P>0/05$). "درد عضلانی با شروع تاخیری"، باعث کاهش حداکثر نیروی عمودی عکس العمل (FZ1) در تماس پنجه پا با زمین ($P=0/038$) و حداقل نیروی عمودی عکس العمل (FZ2) در تماس پنجه پا با زمین ($P=0/006$) بعد از ۴۸ ساعت گردید. افراد مبتلا به "درد عضلانی با شروع تاخیری" زمان رسیدن به مشخصه FZ ۱,۲ سریع‌تری دارند ($P=0/001$ و $P=0/010$).

نتیجه گیری: "درد عضلانی با شروع تاخیری" ناشی از تمرین باعث کاهش نیروی عمودی عکس العمل هنگام تماس پنجه با زمین هنگام فرود و همچنین زمان رسیدن سریع‌تر در نیروهای عکس العمل هنگام تماس با پنجه می‌شود. لذا پیشنهاد می شود با بازخورد از تغییرات این پارامترهای بیومکانیکی راهکارهای درمان و پیشگیری از این عوامل خطر در فعالیت و بازتوانی به درمانگران، فیزیوتراپ‌ها و سایر گروه‌ها آموزش داده شود.

کلیدواژه ها: درد عضلانی با شروع تاخیری، فرود، نیروی عمودی عکس العمل، نرخ بارگذاری.

مقدمه

یکی از آسیب‌های رایج در جریان فعالیت‌های ورزشی و حتی زندگی روزمره، درد عضلانی (muscle soreness) بوده که با ناراحتی، درد، ضعف و سفتی عضلات همراه است و گاهی عوارض آن می‌تواند فرد را از ورزش روی‌گردان کرده و زمینه دوری او را از فعالیت‌های گوناگون مهیا سازد. درد عضلانی معمولا به ۲ حالت درد عضلانی حاد (acute muscle soreness) و «درد عضلانی با شروع تاخیری» (delayed onset muscle soreness) دیده می‌شود. درد عضلانی حاد در حین یا بلافاصله بعد از فعالیت، ولی «درد عضلانی با شروع تاخیری» تقریبا ۲۴ تا ۴۸ ساعت بعد از آن رخ می‌دهد و بسته به شدت آن تا ۲ هفته بعد از تمرین ادامه می‌یابد (۱, ۲). پژوهشگران علت اصلی درد عضلانی حاد، کم خونی موضعی و تجمع تولیدهای اضافی سوخت و سازی(اسیدلاکتیک و پتاسیم) مطرح کرده‌اند (۳). «درد عضلانی با شروع تاخیری» بیشتر پیامد فعالیت‌های بدنی سنگین و غیرعادی و یا فعالیت‌هایی که همراه با انقباض‌های برونگرا می‌باشد رخ می‌دهد که همراه با ضعف و سفتی نیز می‌تواند باشد؛ مانند دویدن در سرازیری، تمرینات پلایومتریک، تمرینات پله، تمرینات دوچرخه و انقباض‌های برونگرا در حین تمرین با وزنه (۴). این پدیده می‌تواند اجرای ورزشکار را با ایجاد کاهش دامنه حرکتی، کاهش حداکثر گشتاور عضلانی، تغییر در پارامترهای مختلف کینتیکی و کینماتیکی و همچنین تغییر در بکارگیری الگوهای حرکتی، تحت تاثیر قرار دهد، که این ساز و کارهای جبرانی، خود باعث ایجاد فشار تطبیق نیافته بر روی لیگامنت‌ها و تاندون‌ها می‌شود و احتمال ایجاد خطرات بعدی را بالا می‌برد(۵). امروزه با گذشت زمان پژوهشگران به مطالعه در مورد اثر «درد عضلانی با شروع تاخیری» در بیومکانیک اندام تحتانی به خصوص در حرکات مختلف مانند: راه رفتن، دویدن، فرود تک پا و یا دو پا پرداخته‌اند (۶, ۷).

برخی پژوهش‌های گذشته از جمله Chappell و همکاران (۸) گزارش دادند در افراد ورزشکار «درد عضلانی با شروع تاخیری» باعث افزایش حداکثر نیروی برشی قدامی درشت‌نی، کاهش زاویه فلکشن زانو و افزایش نیروی عکس‌العمل زمین در شکل‌های مختلف حرکات پرشی شده است. همانطور که ذکر شد در حرکاتی مانند فرود که از جمله حرکات ورزشی متداول است، می‌تواند نیروی برخوردی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد شود که اغلب مرتبط با آسیب های اندام تحتانی است (۹، ۱۰). این ضربه مکانیکی می‌بایست از طریق سیستم اسکلتی عضلانی کاهش یابد. افزایش نیروهای برخوردی در ضمن فرود و تکرار این نیروها زمینه را برای آسیب ساختاری بافت نرم اطراف مفصل فراهم می سازد (۱۱). پارامترهای کینتیکی که در اکثر مطالعات به منظور شناسایی عوامل خطر مورد ارزیابی قرار می گیرند شامل: نیروهای عکس العمل، زمان رسیدن به شاخصه‌های نیرو و نرخ بارگذاری (نرخ توسعه نیرو) می باشد. در میان این پارامترها، نیروهای عکس العمل زمین از اهمیت کلینیکی برخوردار است (۱۲). یکی از مهمترین عوامل درگیر در بروز آسیب، میزان نیروهای وارده به مفاصل اندام تحتانی می‌باشد (۱۵-۱۳). میزان کاربرد نیروهای فرود یا میزان بار (loading rate) معیاری در جهت میزان فشار وارد بر بافت ها می‌باشد (۱۷،۱۶). Madigan & Pidcoe (۱۴) اثر «درد عضلانی با شروع تاخیری» اندام تحتانی بر نیروی ضربه زمین بر کینماتیک و کینتیک فرود را با استفاده متوالی از ۲ فرود بر روی یک پا به طور متناوب بررسی کردند. نتایج حاکی از کاهش نیروی ضربه زمین پس از تغییرات در عضلات اندام تحتانی بود. با توجه به مطالب ذکر شده و نتایج متفاوت به نظر می‌رسد بر اساس اطلاعات پژوهشگر، مطالعه‌ای که به بررسی اثرات «درد عضلانی با شروع تاخیری» در حرکات مختلف دارای فرود پرداخته شده باشد انجام نشده که همین موضوع باعث باز شدن بابی نو و جدید در مطالعات که در این حوزه در آینده شکل می‌گیرد است. ضرورت مطالعه حاضر در آنجا نمایان می‌شود که شفاف شدن آثار «درد عضلانی با شروع تاخیری» بر روی فعالیت‌های روزمره افراد به چه میزان بوده و تا چه اندازه فرد را در انجام حرکات خود دچار مشکل می‌کند. همچنین نشان می‌دهد این بررسی‌ها امری مهم و حیاتی است که می تواند تاثیرات احتمالی بی نظمی های آناتومیکی بر عملکرد عصبی-عضلانی و بیومکانیکی اندام تحتانی را بیشتر توضیح دهد. وجود این اطلاعات با توجه به شیوع نسبتا بالای آسیب اندام تحتانی در عموم جامعه، افراد غیر ورزشکار و ورزش کارانی که دارای «درد عضلانی با شروع تاخیری» توام با فرود هستند و همچنین شدت این آسیب ها که معمولا به میزان ۶۰ تا ۷۰ درصد بعد از انجام تمرینات سنگین و یا فعالیت‌هایی با انقباضات برونگرا رخ می‌دهد و افراد با

این موضوع درگیر هستند، می‌تواند در راستای یافتن ساز و کارهایی در پیشگیری از آسیب ها و بهبود این آسیب‌ها در اندام تحتانی مفید باشد. هدف پژوهش حاضر تعیین تاثیر «درد عضلانی با شروع تاخیری» بر نیروی عمودی عکس العمل زمین و میزان بار وارد شده در هنگام فرود می باشد.

روش کار

این پژوهش از نوع نیمه تجربی (تمرینات القاء کننده «درد عضلانی با شروع تاخیری» توسط آزمون پله هاروارد)، با یک طرح پیش آزمون و پس آزمون بود. جامعه آماری این پژوهش را دانشجویان غیر ورزشکار سالم دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان تشکیل می‌دادند. تعداد نمونه با استفاده از نرم افزار جی پاور با توان آزمون آماری ۰/۸۰ ، ضریب تاثیر ۰/۸۰ ، سطح آلفا ۰/۰۵ و آزمون آماری t همبسته ۱۵تن (سن: ۳/۶۷±۲۳/۶۲؛ قد: ۴/۴۹±۱۷۷/۱۵؛ وزن: ۱۰/۱۷±۷۱۵/۷۸) برآورد گردید. نمونه گیری بصورت تصادفی ساده با روش قرعه‌کشی انجام شد.

معیار ورود به پژوهش شامل بررسی سلامت عمومی آزمودنی‌ها با استفاده از پرسشنامه سلامت عمومی (General Health Questionnaire) که با نمره‌بندی خاصی که در ادامه بیشتر توضیح داده می شود، استفاده شد. اساس ورود بر داشتن سلامت عمومی کامل و بالا بود. نمره پایین‌تر از ۲۳ دارای سلامت عمومی پایین، نمره بین ۲۴ تا ۴۰ دارای سلامت عمومی متوسط و نمره بالاتر از ۴۱ دارای سلامت عمومی بالاست. همچنین در ادامه برخی سوالات شامل نداشتن سابقه جراحی در قسمت‌های مختلف اعضا بدن، شکستگی، سوختگی، مشکلات عصبی- عضلانی، آسیب یا ضربات جدی در اندام تحتانی و عدم استفاده از اندام مصنوعی در ران، زانو و مچ پا، عدم سابقه استفاده از هر نوع کفی طبی و یا کفش طبی، نداشتن دیابت و بیماری های مربوط به اعصاب پیرامونی بود از هر آزمودنی پرسیده شد. معیارهای خروج شامل بروز هر نوع بیماری که فرد را از شرکت در جلسه تمرین بازدارد ، عدم شرکت در مطالعه و پیچ خوردگی ناگهانی مچ پا در حین آزمون پله بود. ابزار های جمع آوری داده ها شامل پرسشنامه جمعیت شناختی شامل ۳ سوال شامل سن، قد و وزن بود.

برای بررسی و حصول اطمینان از سلامت عمومی آزمودنی‌ها از «پرسشنامه سلامت عمومی» (General Health Questionnaire) استفاده شد که توسط Goldberg & Hillier در کانادا و در سال ۱۹۷۹ ساخته شده است (۱۵). این پرسشنامه دربرگیرنده ۲۸ عبارت و ۴ بعد می‌باشد. عبارات ۷-۱ مربوط به بعد علائم جسمانی (somatic symptoms)، عبارت ۱۴- ۸ مربوط به بعد اضطراب و بی‌خوابی (anxiety and insomnia)، از عبارت ۲۱-۱۵ مربوط به بعد اختلال عملکرد اجتماعی (social dysfunction) و عبارت ۲۸-۲۲ نیز مربوط به بعد افسردگی شدید (severe depression) می‌باشند. روش نمره‌گذاری این ابزار به روش لیکرتی است که گزینه‌ها بصورت (صفر،۱،۲،۳) نمره داده می‌شوند. حداقل نمره صفر و حداکثر نمره آزمودنی در پرسشنامه مذکور ۸۴ است. نمره پایین‌تر از ۲۳ دارای سلامت عمومی پایین، نمره بین ۲۴ تا ۴۰ دارای سلامت عمومی متوسط و نمره بالاتر از ۴۱ دارای سلامت عمومی بالاست. روایی محتوا به روش کیفی توسط ۱۰ تن از مدرسین این دانشگاه و روایی صوری توسط ۴ تن در نمونه ذکر شده مطلوب گزارش شد. پایایی به روش همسانی درونی با محاسبه ضریب آلفا کرونباخ تعداد بر روی بر روی ۳۴۵ دانشجو در در دانشگاه اتاوا کانادا ۰/۹۲ گزارش شد (۱۵). همچنین در مطالعه Schönfeld و همکاران، روایی سازه از طریق روایی همگرا «پرسشنامه سلامت عمومی» با «پرسشنامه سلامت جسمی» (Physical Health Questionnaire) در۱۰۳۱ دانش‌آموز از کشورهای چین، روسیه و آلمان، با میزان همبستگی ۰/۵۸ مطلوب گزارش شد. پایایی ابزارها به روش همسانی درونی با محاسبه ضریب آلفا کرونباخ بر روی ۱۰۳۱ دانش‌آموز از کشورهای مذکور، روش ۲ نیمه کردن(۰/۷۸) و باز آزمایی به فاصله ۲ هفته ۰/۹۳گزارش شد (۱۶).

در ایران نیز تقوی پرسشنامه را بر روی دانشجویان شیراز اجرا کرد. روایی همزمان «پرسشنامه سلامت عمومی» با «پرسشنامه بیمارستان میدلسکس» (Middlesex Hospital Questionnaire) بر روی ۲۸۵ دانشجوی دانشگاه شیراز سنجیده شد که ضریب همبستگی ۲ ابزار ۰/۵۵ بوده و ضرایب همبستگی بین ابعاد این پرسشنامه با نمره کل بین ۰/۷۲ تا ۰/۸۷ بود که بیانگر روایی صوری بالای آن می‌باشد. همچنین میزان پایایی به روش همسانی درونی با محاسبه ضریب آلفا کرونباخ در نمونه فوق برای کل پرسشنامه ۰/۹۰ می‌باشد (۱۷). در پژوهش مجیدی یایچی و همکاران، روایی صوری و محتوای «پرسشنامه سلامت

عمومی»به روش کیفی بر روی ۶۵۰ دانش‌آموز شهر ساری بررسی و مورد تایید قرار گرفت. میزان پایایی به روش همسانی درونی با محاسبه ضریب آلفا کرونباخ روی نمونه فوق برای بعد جسمانی ۰/۷۷، بعد اضطراب و بی‌خوابی ۰/۸۰، اختلال عملکرد اجتماعی ۰/۸۲ و بعد افسردگی ۰/۷۶ به دست آمد (۱۸).

در مطالعه حاضر، برای اندازه‌گیری روایی و پایایی این پرسشنامه در پژوهش حاضر به مطالعات گذشته اکتفا شده است.

به منظور اطمینان بیشتر از صحت اطلاعات داده شده از آزمودنی‌ها، وزن بدن و قد آزمودنی‌ها به ترتیب با استفاده از ابزار و دستگاه‌های صفحه نیروسنج (Force Plate) مدل 5233A2 ساخت کمپانی کیستلر کشور سوئیس و قدسنج سیکا ۲۰۶ اندازه‌گیری شد. جهت کنترل ارتفاع فرود از سیستم تحلیل حرکتی وایکان شامل ۴ دوربین پرسرعت مادون قرمز سری تی استفاده گردید. این دوربین‌ها مارکرهای نصب شده بر روی بدن با مدل پلاگین گیت اندام تحتانی را شناسایی کرده و اطلاعات را جمع‌آوری می‌کنند. برای اندازه‌گیری نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام فرود از صفحه نیرو کیستلر با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. همچنین داده های کینتیکی با استفاده از فیلتر پایین گذر باتروورث با برش فرکانس ۲۰ هرتز هموار گردیدند. قابل ذکر است مطالعات مختلف نشان داده اند که سیستم های تحلیل حرکت (دوربین‌های پرسرعت وایکان، صفحه نیرو سنج کیستلر و قدسنج سیکا) از ابزار و تجهیزات بسیار پیشرفته آزمایشگاهی در تجزیه و تحلیل حرکات می باشند که از روایی و پایایی بسیار بالایی برخوردارند و در منابع مختلف رقم روایی و پایایی ذکر نشده است (۱۹، ۲۰).

در ابتدای کار مجوز از دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان و کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی همدان کسب شد. سپس با ارائه توضیحات کافی به تمام داوطلبان شرکت کننده در پژوهش در مورد اهمیت، شیوه، مدت و شرایط اجرای آزمون، از آن ها رضایت نامه کتبی برای شرکت در پژوهش دریافت شد.

روش اجرای آزمون به این صورت بود که ابتدا قبل از انجام مداخله مورد نظر آزمون های اولیه از هر آزمودنی که شامل فرود بر روی صفحه نیرو بود، گرفته شد سپس برای ایجاد فرایند «درد عضلانی با شروع تاخیری» مورد نظر از یک نیمکت به عنوان پله در تمرینی با عنوان آزمون پله هاروارد در ایجاد درد عضلانی با شروع تاخیری» استفاده شده است. طبق مطالعات انجام شده ارتفاع پله بین ۴۰ تا ۵۰ سانتی‌متر می‌باشد (۲۱). در این مطالعه از پله‌ای با ارتفاع ۵۰ سانتی‌متری استفاده شد که در (شکل ۱) نشان داده شده است. از آزمودنی خواسته شد با وزنه‌هایی که در دستش دارد در مقابله پله بایستد و با اجازه آزمونگر شروع به انجام تمرین نماید، به طوریکه در بالا رفتن و پایین آمدن از پای راست استفاده نماید. یک دور تمرین پله دارای ۴ قسمت است (۱- بالا پای راست، ۲- بالا پای چپ، ۳- پایین با با پای راست و ۴- پایین با پای چپ). حداکثر مدت انجام این تمرین ۱۵ دقیقه می‌باشد و در هر دقیقه آزمودنی باید ۲۴ سیکل پله (۴مرحله) را انجام دهد و اگر آزمودنی در حین تمرین به اوج خستگی برسد که نتواند به ادامه آزمون بپردازد، انجام تمرین پله برای او به اتمام رسیده است. برای اینکه هر آزمودنی زودتر به اوج خستگی برسد از وزنه استفاده شده است. وزنه‌هایی که در دست آزمودنی‌ها وجود دارد ۱۴ درصد وزن آن‌ها می باشد و این میزان برای تک تک افراد متناسب با وزن فرد و حداکثر تکرار بیشینه رعایت شده است.

شکل ۱: آزمون پله

بعد از گذشت ۴۸ ساعت آزمون مورد نظر که شامل روش زیر بود از آزمودنی به عمل آمد. فرد روی سکویی به ارتفاع ۳۰ سانتی متر به گونه ای که روی دو پا ایستاده و دست هایش روی لگن باشد، قرار گرفت، سپس در حالیکه پاها برهنه است با پای برتر از سکو که لبه جلویی آن از صفحه نیرو ۱۵ سانتی متر فاصله دارد به مرکز صفحه نیرو فرود می آید. پای برتر را پایی تعریف کردیم که فرد ۲ فرود از ۳ فرود خود را با آن پا انجام دهد. آزمودنی ها صرفا عمل فرود و نه عمل پرش را انجام دهند و برای حداقل ۱۰ ثانیه تعادل خود را در حالیکه در سرتاسر تمرین دست شان روی لگن باشد، حفظ کنند. فرودی قابل قبول بود که شامل تماس سینه پا در ابتدا، حفظ تعادل، توانایی فرود آمدن بدون جهش است (۱۳). از آزمودنی‌ها خواسته شد راستای تنه را حین فرود حفظ کنند و به شکل طبیعی حرکت را انجام دهند (۲۲). سپس از صفحه نیرو برای ارزیابی تماس آغازین پا (Initial Contact) (IC) با صفحه، نیروی عکس العمل در جهت عمودی و نرخ بارگذاری استفاده می شود. تماس پا با زمین لحظه ای در نظر گرفته شد که میزان نیروی عمودی عکس‌العمل زمین از ۱۰ نیوتن فراتر رود. سپس میانگین داده‌های بدست آمده از فرودهای موفق، برای محاسبه این متغیرها مورد استفاده قرار گرفت. نیروهای عکس العمل هنگام فرود در جهت عمودی شامل دو اوج (قله) و دو قعر(دره) بودند (۲۳،۲۲). که با تقسیم بر وزن آزمودنی ها (Newton) (N) نرمال شده و به صورت مضربی از وزن بدن (BodyWeight) (BW) بیان می‌شوند. میزان بار به صورت حداکثر نیروی عمودی نرمال شده (نیوتون) تقسیم بر وزن بدن (نیوتون)، تقسیم بر زمان رسیدن به حداکثر نیرو از لحظه تماس آغازین پا با زمین محاسبه شد (۲۳):

$$\text{نرخ بارگذاری} = \frac{\text{وزن بدن(نیوتون)÷حداکثر نیروی عمودی (نیوتون)}}{\text{زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی (ثانیه)}}$$

آزمودنی‌ها در ۶ آزمون با پای غالب بر روی صفحه نیرو فرود آمدند، میانگین تکرارهای صحیح برای محاسبات آماری در نظر گرفته شد. قابل ذکر است اندازه‌گیری قد آزمودنی‌ها فقط به منظور داشتن اطلاعات کامل و پر کردن پرسشنامه جمعیت شناختی بود و در محاسبات نیازی به استفاده از آن نبوده است. اندازه گیری ها در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان و با همکاری کارشناس آزمایشگاه انجام گرفت. سپس به منظور ایجاد ساختار مناسب و جلوگیری از حذف شدن اطلاعات بدست آمده و همچنین به دلیل اینکه شکل نمودارهای نیروی عکس‌العمل در اکسل به صورت بهتری قابل رسم است، این اطلاعات وارد اکسل گردید.

آزمون های آزمایشگاهی این پژوهش از تمامی شرکت‌کننده به مدت ۴ هفته در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان به طول انجامید.

ملاحظات اخلاقی به این صورت بود که به آزمودنی ها اعلام گردید، اجازه دارند در هر مرحله از مطالعه از شرکت خود، انصراف دهند. همچنین کلیه ملاحظات اخلاقی در مورد عدم اشاره به نام و هویت شرکت کنندگان در پژوهش به هنگام گزارش نتایج پژوهشی رعایت شد.

تحلیل داده‌ها با استفاده از روش آماری t همبسته و جهت بررسی نرمال بودن داده ها و امکان استفاده از آزمون های پارامتریک، از آزمون شاپیرو–ویلک استفاده شد. به منظور برآورد میزان اثربخشی متغیر مستقل اندازه اثر (effect size) نیز محاسبه گردید. تحلیل داده‌ها در نرم افزار اس پی اس اس نسخه ۲۳ و سطح معنادار (P<۰/۰۵) انجام شد.

یافته ها

مشخصات جمعیت شناختی آزمودنی های سالم شامل سن (۲/۶۴±۲۴/۲۲)، قد (۲/۹۵±۱۷۷/۶۵)، وزن (۳/۸۷±۷۴/۳۴) بودند. مقایسه نتایج نیروهای عمودی عکس العمل زمین هنگام فرود در افراد سالم قبل و بعد از «درد عضلانی با شروع تاخیری» حاکی از میانگین پایین تر FZ1 (حداکثر نیروی عمودی عکس العمل در تماس پنجه پا با زمین) (کاهش۲۲/۶۲درصدی، P=۰/۰۳۸) بعد از ۴۸ ساعت توسط آزمون t همبسته داشت که میزان اندازه اثر نیز در سطح بالایی (۰/۸۰~) قرار داشت.

همچنین مقایسه نتایج Fz2 (حداقل نیروی عمودی عکس العمل (دره) در تماس پنجه پا با زمین) هنگام فرود در افراد

سالم قبل و بعد از «درد عضلانی با شروع تاخیری» حاکی از میانگین پایین تر حداقل نیروی عمودی عکس العمل در تماس پنجه پا با زمین (کاهش ۲۳/۳۴ درصدی، P=۰/۰۰۶) بعد از ۴۸ ساعت داشت که میزان اندازه اثر نیز در سطح بالایی (۱/۲۱~) قرار داشت.

مقایسه نتایج سایر نیروهای عمودی عکس العمل زمین هنگام فرود در افراد سالم قبل و بعد از «درد عضلانی با شروع تاخیری» حاکی از عدم تفاوت معنادار در Fz3 (حداکثر نیروی عمودی عکس العمل در تماس پاشنه با زمین) و Fz4 (حداقل نیروی عمودی عکس العمل در تماس پاشنه با زمین) نیروی عمودی عکس العمل زمین در ۴۸ ساعت داشت (P<۰/۰۵) (جدول ۱).

جدول ۱: مقایسه نیروی عمودی عکس العمل زمین در مراحل مختلف فرود قبل و بعد از «درد عضلانی با شروع تاخیری» در افراد سالم

نیروی عکس العمل زمین	شاخص‌های نیروی عمودی عکس العمل	قبل از درد تاخیری	بعد از درد تاخیری	میزان T	P-value	اندازه اثر
Fz	Fz1	۹۰۶/۲۳±۳۱۰/۸۶	۷۰۱/۲۰۹±۲۷۷/۹۳	۲/۴۷	*۰/۰۳۸	۰/۸۲۳
	Fz2	۶۴۶/۸۵±۱۸۰/۶۸	۴۹۵/۸۳±۲۳۲/۴۶	۳/۶۵	*۰/۰۰۶	۱/۲۱۸
	Fz3	۳۱۳۳/۶۸±۵۰۳/۲۲	۲۹۲۶/۳۹±۸۴۰/۶۰	۰/۷۰۶	۰/۵	۰/۲۳۵
	Fz4	۱۴۰۵/۵۶±۱۶۷/۳۹	۱۳۱۵/۸۷±۲۷۱/۷۵	۱/۳۴	۰/۲۱۷	۰/۴۴۶

FZ1: حداکثر نیروی عمودی عکس العمل در تماس پنجه پا با زمین، FZ2: حداقل نیروی عمودی عکس العمل (دره) در تماس پنجه پا با زمین، FZ3: حداکثر نیروی عمودی عکس العمل در تماس پاشنه با زمین، FZ4: حداقل نیروی عمودی عکس العمل در تماس پاشنه با زمین، * نشان دهنده اختلاف معنی دار می‌باشد (P<۰/۰۵).

مقایسه نتایج زمان رسیدن به نیروهای عمودی عکس العمل زمین هنگام فرود در افراد سالم قبل و بعد از «درد عضلانی با شروع تاخیری» حاکی از کاهش زمان رسیدن به مشخصه TFz1 (زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی عکس العمل در تماس پنجه پا با زمین) (۲۳/۹۱درصد، P=۰/۰۰۱) بعد از «درد عضلانی با شروع تاخیری» داشت که میزان اندازه اثر نیز در سطح بالایی (۱/۶~) بدست آمد.

همچنین مقایسه نتایج زمان رسیدن به Fz2 (حداقل نیروی عمودی عکس العمل (دره) در تماس پنجه پا با زمین) هنگام فرود در افراد سالم قبل و بعد از «درد عضلانی با شروع تاخیری» حاکی از کاهش زمان رسیدن به حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پنجه پا با زمین (۱۷/۵۵درصد، P=۰/۰۱۰) بعد از «درد عضلانی با شروع تاخیری» داشت که میزان اندازه اثر نیز در سطح بالایی (۱/۱~) بدست آمد.

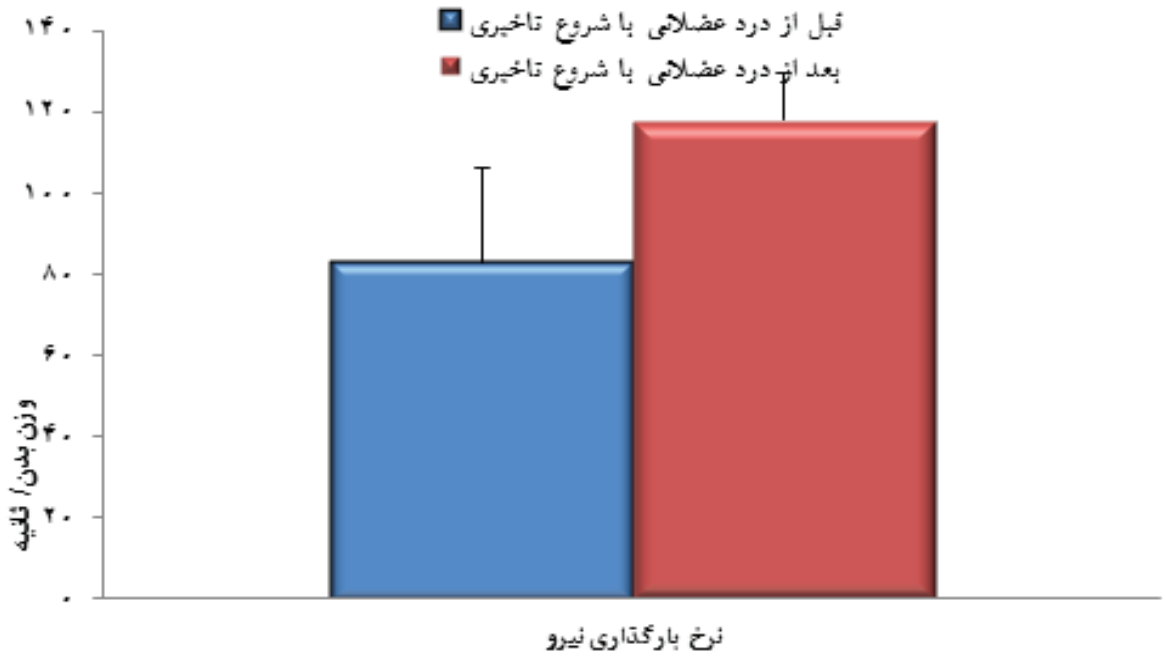
مقایسه نتایج سایر پارامترهای زمان رسیدن به نیروی عمودی عکس العمل زمین هنگام فرود در تماس پاشنه با زمین حاکی از عدم تفاوت معنا دار در زمان رسیدن به Fz3 (حداکثر نیروی عمودی عکس العمل در تماس پاشنه پا با زمین) و زمان رسیدن به Fz4 (حداقل نیروی عمودی عکس العمل در تماس پاشنه با زمین) نیروی عمودی عکس العمل زمین در قبل و بعد از «درد عضلانی با شروع تاخیری» داشت (P<۰/۰۵) (جدول۲).

جدول ۲: مقایسه زمان رسیدن به نیروهای عمودی عکس العمل زمین در مراحل مختلف فرود قبل و بعد از «درد عضلانی با شروع تاخیری» در افراد سالم

زمان نیروهای عکس العمل	زمان رسیدن به مشخصه نیروی عکس العمل	قبل از درد تاخیری	بعد از درد تاخیری	میزان T	P-value	اندازه اثر
TFz	TFz1	۰/۰۰۹۲±۰/۰۰۲۶	۰/۰۰۷۰±۰/۰۰۳۵	۴/۸۹	*۰/۰۰۱	۱/۶۳۴
	TFz2	۰/۰۱۳۱±۰/۰۰۲۵	۰/۰۱۰۸±۰/۰۰۳۱	۳/۳۵	*۰/۰۱۰	۱/۱۱۸
	TFz3	۰/۰۵۷۴±۰/۰۱۳۶	۰/۰۵۵۶±۰/۰۲۸۴	۰/۳۴۸	۰/۷۳۷	۰/۱۱۵
	TFz4	۰/۰۹۸۵±۰/۰۲۴۱	۰/۰۸۶۶±۰/۰۳۴۲	۱/۳۰	۰/۲۳۰	۰/۴۳۳

TFZ1: زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی عکس العمل در تماس پنجه پا با زمین، TFZ2: زمان رسیدن به حداقل نیروی عمودی عکس العمل (دره) در تماس پنجه پا با زمین، TFZ3: زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی عکس العمل در تماس پاشنه با زمین، TFZ4: زمان رسیدن به حداقل نیروی عمودی عکس العمل در تماس پاشنه با زمین، * نشان دهنده اختلاف معنا دار می باشد (P<۰/۰۵).

مقایسه نتایج نرخ توسعه نیرو (نرخ بارگذاری) شاخص‌های عمودی عکس العمل هنگام فرود در افراد سالم حاکی از عدم اختلاف معنادار بین قبل و بعد از "درد عضلانی با شروع تاخیری" داشت (نمودار ۲).



نمودار ۱: مقایسه نرخ بارگذاری حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین هنگام فرود در افراد سالم قبل و بعد از "درد عضلانی با شروع تاخیری"

بحث

مطالعه حاضربه هدف تعیین تاثیر «درد عضلانی با شروع تاخیری» بر نیروهای عکس العمل زمین و میزان بار وارد شده در هنگام فرود در افراد سالم انجام شد. مقایسه نتایج نیروهای عمودی عکس العمل زمین هنگام فرود در افراد سالم قبل و بعد «درد عضلانی با شروع تاخیری» حاکی از میانگین‌های پایین تر FZ1 (حداکثر نیروی عمودی عکس العمل در تماس پنجه پا با زمین) و FZ2 (حداقل نیروی عمودی عکس العمل در تماس پنجه پا با زمین) بعد از القاء «درد عضلانی با شروع تاخیری» داشت. مقایسه نتایج زمان رسیدن به نیروهای عمودی عکس العمل زمین هنگام فرود در افراد سالم قبل و بعد از «درد عضلانی با شروع تاخیری» نیز حاکی از کاهش زمان رسیدن به TFz1 (زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی عکس العمل در تماس پنجه پا با زمین) و TFz2 (زمان رسیدن به حداقل نیروی عمودی عکس العمل در تماس پنجه پا با زمین) بعد از «درد عضلانی با شروع تاخیری» داشت.

مطالعات گذشته نشان داده اند یکی از مهمترین نیروهای وارد شده بر بدن هنگام فرود، نیروی عمودی عکس العمل زمین است که به دلیل تکرار شونده بودن این پارامتر و همچنین این موضوع که از بزرگی این نیرو به عنوان یک عامل خطر برای بروز آسیب در مفاصل مچ، زانو و ران یاد شده است بسیار مورد مهم و قابل توجهی می‌باشد (۱۲). نتایج نشان دادند که شاخص‌های عمودی نیروی عکس العمل (Fz1,2) هنگام فرود در بعد از «درد عضلانی با شروع تاخیری» نسبت به قبل از آن کاهش یافته بودند که این نتایج با نتیجه پژوهش تومنی و همکاران مطابقت داشت (۲۴) و با نتایج ذکر شده در پژوهش ارسطو و همکاران که حاکی از عدم تفاوت معنادار در نیروهای عکس‌العمل بود مغایرت داشت (۲۵)، که ممکن است به دلیل متفاوت بودن سن و جنس آزمودنی‌ها باشد. نتایج این پژوهش همچنین با نتایج پارسا و همکاران همسو نبود و از جمله دلایل متفاوت بودن نتایج می‌توان به نوع برنامه ای که برای خستگی انجام گرفته اشاره کرد (۲۶). از دلایل توجیهی کاهش نیروهای عکس العمل عمودی زمین هنگام تماس پنجه بعد از القاء «درد عضلانی با شروع تاخیری» می‌توان به تاثیر درد تاخیری القایی بر روی بارگیری سیستم عضلانی-اسکلتی اشاره کرد. ممکن است در اثر دستورالعمل القاء کننده خستگی سطح تماس اولیه پنجه و برخورد پنجه پا با زمین کاهش و میزان بارگیری نیز کمتر گردد، و بالتبع

میـزان ایـن مـورد کاهـش خواهد یافـت. از دیگـر دلایـل توجیهی کاهـش نیروهـای عکـس العمـل عمـودی زمیـن هنـگام تمـاس پنجـه بعـد از القـاء «درد عضلانـی بـا شـروع تاخیـری» مـی-تـوان بـه تاثیـر درد تاخیـری بـر سـفتی عضلانـی اشـاره کـرد. درد تاخیـری منجـر بـه کاهـش تولیـد نیـروی عضلـه چهارسـر و سـفتی زانـو شـده کـه در نهایـت کاهـش ایـن پارامتـر را در پـی خواهـد داشـت (۲۷). باربـری و همـکاران (۲۸) عوامـل متعـددی از قبیـل تغییـرات دامنـه حرکتـی مفاصل مختلـف، گشـتاور عضلات و ضعـف عضـلات را در تولیـد و میـزان نیـروی عکس‌العمـل مؤثر می‌داننـد، تغییـرات رخ داده در ایـن مقادیـر منطقـی و همراسـتا بـا نتایـج مطالعـه حاضـر بـه نظـر می‌رسـد (۲۹).

نتایـج مطالعـه حاضـر حاکـی از زمـان رسـیدن سـریعتر بـه حداکثـر و حداقـل نیـروی عمـودی عکـس العمل(قلـه و دره) در تمـاس پنجـه پـا بـا زمیـن بعـد از «درد عضلانـی بـا شـروع تاخیـری» داشـت. نتایـج ایـن پژوهش بـا نتایـج مطالعـه Engels مطابقـت داشـت (۳۰) و بـا نتایـج پژوهـش انجـام شـده توسـط Fonseca و همـکاران (۲۷) کـه بـه بررسـی «درد عضلانـی بـا شـروع تاخیـری» در حیـن فـرود افـراد فوتبالیسـت پرداختـه بـود مغایـرت داشـت، از دلایـل احتمالـی ایـن مغایـرت ارتفـاع فـرود و میـزان درد تاخیـری ایجـاد شـده متفـاوت مـی توانـد باشـد. از مخاطـرات و عوامـل خطـرزا احتمالـی زمـان رسـیدن سـریعتر بـه نیروهـای عکـس العمـل عمـودی زمیـن هنـگام تمـاس پنجـه بعـد از القـاء «درد عضلانـی بـا شـروع تاخیـری» مـی تـوان گفـت کـه در زمـان اعمـال بـار تغییـرات کینتیکـی رخ داده باعـث افزایـش خطـر آسـیب گردیـده و بـه دلیـل کاهـش تولیـد نیـرو و ضعـف عضلانـی موجـود در حرکـت فـرود تـک پـا ممکـن اسـت بیشـترین آسـیب بـه بافت‌هـای نـرم اطـراف مفصـل زانـو خصوصـا رباط متقاطـع قدامـی وارد آیـد (۳۱) ایـن تغییـرات همچنیـن بـه عنـوان یـک عامـل خطـر زا در افزایـش آسـیب‌پذیری متاتارسـال‌ها و اسـپرین مـچ پـا بـه خصـوص در زمـان برخـورد پنجـه پـا بـا زمیـن در نظـر گرفتـه مـی شـوند (۳۲). نتایـج ایـن پژوهـش نشـان داد کـه اثـرات «درد عضلانـی بـا شـروع تاخیـری» بـر مؤلفه‌هـای مختلـف بیومکانیکـی بـه چـه شـکل اسـت و اینکـه ایـن شـاخص‌ها چطـور مـی تواننـد تاثیـرات احتمالـی بـر بـی نظمـی هـای آناتومیکـی و عملکـرد عصبـی- عضلانـی انـدام تحتانـی داشـته باشـند و وجـود ایـن اطلاعـات بـا توجـه بـه شـیوع نسـبتا بـالای آسـیب انـدام تحتانی در عمـوم جامعـه و ورزش کاران می‌توانـد در راسـتای یافتـن سـاز و کارهایـی در پیشـگیری از آسـیب هـا و بهبـود ایـن آسـیب‌ها در انـدام تحتانـی مفیـد باشـد.

نتیجه‌گیری

درد تاخیـری ناشـی از تمریـن باعـث کاهـش نیـروی عمـودی عکـس العمـل هنـگام تمـاس پنجـه بـا زمیـن مـی گـردد و ایـن ممکـن اسـت بدلیـل آسـیب هـای سـاختاری تارهـای عضلانـی باشـد. زمـان رسـیدن سـریع‌تر بـه نیـروی عکـس العمـل عمـودی هنـگام تمـاس بـا پنجـه بـه بعنـوان یـک عامـل خطـر زا در پـرش یـا فرودهـا تلقـی مـی گردنـد. لـذا پیشـنهاد مـی شـود بـا بازخـورد از تغییـرات ایـن پارامترهـای بیومکانیکـی راهکارهـای درمـان و پیشـگیری از ایـن عوامـل خطـر در فعالیـت و بازتوانی به درمانگـران، فیزیوتراپ‌هـا و سـایر گروه‌هـا آمـوزش داده شـود. از محدودیت‌هـای ایـن پژوهـش کنتـرل مـدل ضربـه پـا بـه زمیـن هنـگام انجـام حرکـت فـرود بـود کـه در ایـن پژوهـش ضربـه پاشـنه مـلاک قـرار گرفتـه و سـایر مدل‌هـا ماننـد فـرود آمـدن بـا کـف پـا یـا پنجـه پـا مـورد بررسـی قـرار نگرفتـه اسـت و همچنیـن نـوع پوشـش پـای فـرد در هنـگام فـرود پـای برهنـه بـوده و پوشـش کفـش اندازه‌گیـری نشـده اسـت.

سپاسگزاری

مقالـه حاضـر بخشـی از پایان‌نامـه کارشناسـی ارشـد آقـای محمدرضـا جهانـی بـه راهنمایـی آقـای دکتـر علـی جلالونـد می‌باشـد کـه در کمیتـه اخـلاق در پژوهـش دانشـگاه علـوم پزشـکی همـدان بـا کـد شناسـایی .IR.UMSHA REC.1396.655 تصویـب گردیـد. نویسـندگان ایـن مقالـه تشـکر صمیمانـه خـود را بـه خاطـر همـکاری افـراد شـرکت کننـده در ایـن پژوهـش اظهـار می‌نماینـد.

تضاد منافع

نویسندگان این مقاله هیچگونه تضاد منافعی گزارش نکردند.

References

1. Barlas P, Craig JA, Robinson J, Walsh DM, Baxter GD, Allen JM. Managing delayed-onset muscle soreness: Lack of effect of selected oral systemic analgesics. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2000;81(7):966-972. https://doi.org/10.1053/apmr.2000.6277
2. Jamurtas AZ, Theocharis V, Tofas T, Tsiokanos A, Yfanti C, Paschalis V, et al. Comparison between leg and arm eccentric exercises of the same relative intensity on indices of muscle damage. European Journal of Applied Physiology. 2005;95(2):179-185. https://doi.org/10.1007/s00421-005-1345-0
3. Fowler JR WM, Chowdhury SR, Pearson CM, Gardner G, Bratton R. Changes in serum enzyme levels after exercise in trained and untrained subjects. Journal of Applied physiology. 1962;17(6):943-946. https://doi.org/10.1152/jappl.1962.17.6.943
4. Armstrong R. Initial events in exercise-induced muscular injury. Medicine and Science in Sports and Exercise. 1990;22(4):429-435. https://doi.org/10.1249/00005768-199008000-00002
5. Cheung K, Hume PA, Maxwell L. Delayed onset muscle soreness. Sports Medicine. 2003;33(2):145-164. https://doi.org/10.2165/00007256-200333020-00005
6. Braun WA, Dutto DJ. The effects of a single bout of downhill running and ensuing delayed onset of muscle soreness on running economy performed 48 h later. European Journal of Applied Physiology. 2003;90(1-2):29-34. https://doi.org/10.1007/s00421-003-0857-8
7. Brazen DM, Todd MK, Ambegaonkar JP, Wunderlich R, Peterson C. The effect of fatigue on landing biomechanics in single-leg drop landings. Clinical Journal of Sport Medicine. 2010;20(4):286-292. https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3181e8f7dc
8. Chappell JD, Yu B, Kirkendall DT, Garrett WE. A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. The American Journal of Sports Medicine. 2002;30(2):261-267. https://doi.org/10.1177/03635465020300021901
9. Hadadnezhad M, Letafatkar A. [The relationship between genu varum abnormality and lower extremity's performance and strength in teenage footballers]. Journal of Research in Rehabilitation Sciences. 2011;7(2).32-45
10. Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. Osteoarthritis and Cartilage. 2004;12(9):745-751. https://doi.org/10.1016/j.joca.2004.05.005
11. Wu H-W, Liang K-H, Lin Y-H, Chen Y-H, Hsu H-C, editors. Biomechanics of ankle joint during landing in counter movement jump and straddle jump. 2009 IEEE 35th Annual Northeast Bioengineering Conference; 2009: IEEE.
12. Niu W, Feng T, Jiang C, Zhang M. Peak vertical ground reaction force during two-leg landing: a systematic review and mathematical modeling. BioMed Research International. vol. 2014, article id 126860, 10 pages;2014. https://doi.org/10.1155/2014/126860
13. Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. Journal of Athletic Training. 2003;38(1):18-23
14. Madigan ML, Pidcoe PE. Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2003;13(5):491-498. https://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00037-3
15. Goldberg DP, Hillier VF. A scaled version of the General Health Questionnaire. Psychological Medicine. 1979;9(1):139-145. https://doi.org/10.1017/S0033291700021644
16. Schönfeld P, Brailovskaia J, Bieda A, Zhang XC, Margraf J. The effects of daily stress on positive and negative mental health: Mediation through self-efficacy. International Journal of Clinical and Health Psychology. 2016;16(1):1-10. https://doi.org/10.1016/j.ijchp.2015.08.005
17. Taghavi MR. [The normalization of general health questionnaire for Shiraz University students (GHQ-28)]. Daneshvar Raftar. 2008;15(28):1-12.
18. Majidi Yaychi N, Hasanzadeh R, Faramarzi M, Homayouni AR. [Modeling the relationship between early maladaptive schemes and mediating health promoting behaviors on student's mental health]. Middle Eastern Journal of Disability Studies. 2018;8:43-55.

19. Peterson Silveira R, Stergiou P, Carpes FP, Castro FAdS, Katz L, Stefanyshyn DJ. Validity of a portable force platform for assessing biomechanical parameters in three different tasks. Sports Biomechanics. 2017;16(2):177-186. https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1213875
20. Dorrell HF, Moore JM, Smith MF, Gee TI. Validity and reliability of a linear positional transducer across commonly practised resistance training exercises. Journal of Sports Sciences. 2019;37(1):67-73. https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1482588
21. Gleeson M, Blannin AK, Zhu B, Brooks S, Cave R. Cardiorespiratory, hormonal and haematological responses to submaximal cycling performed 2 days after eccentric or concentric exercise bouts. Journal of Sports Sciences. 1995;13(6):471-479. https://doi.org/10.1080/02640419508732264
22. Blackburn JT, Padua DA. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. Clinical Biomechanics. 2008;23(3):313-319. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.10.003
23. Zhang S-N, Bates BT, Dufek JS. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. Medicine and Science in Sports and Exercise. 2000;32(4):812-819. https://doi.org/10.1097/00005768-200004000-00014
24. Twomey D, McIntosh A. The effects of low arched feet on lower limb gait kinematics in children. The Foot. 2012;22(2):60-65. https://doi.org/10.1016/j.foot.2011.11.005
25. Arastoo AA, Aghdam EM, Habibi AH, Zahednejad S. [Kinetic factors of vertical jumping for heading a ball in flexible flatfooted amateur soccer players with and without insole adoption]. Prosthetics and Orthotics International. 2014;38(3):204-210. https://doi.org/10.1177/0309364613492790
26. Parsa A, Daneshmandi H, Majelan AS. [The ground reaction force in jump-landing maneuver after soccer specific fatigue protocol (SAFT90) in elite soccer players]. Medical Journal of Tabriz University of Medical Science & Health Service. 2017;39(2): 19-26.
27. Fonseca RT, Nunes R, de Castro JBP, Lima VP, Silva SG, Dantas EHM, et al. The effect of aquatic and land plyometric training on the vertical jump and delayed onset muscle soreness in brazilian soccer players. Human Movement. 2017;18(5):63-70 https://doi.org/10.1515/humo-2017-0041
28. Barbieri FA, dos Santos PCR, Vitório R, van Dieën JH, Gobbi LTB. Effect of muscle fatigue and physical activity level in motor control of the gait of young adults. Gait & Posture. 2013;38(4):702-707. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.03.006
29. Tanaka C, Farah EA. Anatomia funcional das cadeias musculares. Fisioterapia e Pesquisa. 1997;4(1):39-40.
30. Engels RJ. The effect of delayed onset muscle soreness on jumping mechanics and performance. Published by ProQuest LLC Number 10619798, 2017. United States 789 East Eisenhower Parkway P.O. Box 1346 Ann Arbor, MI 48106 - 1346 . Available from: http://openprairie.sdstate.edu/etd/1717.
31. Yeow C, 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 https://doi.org/10.1016/j.knee.2009.02.002
32. Sadeghi H, Takamejani E, Shariatzade M. [Effect of lower limb muscle fatigue on selected kinematics, kinetics, and muscle activity of the gait in active young men]. Journal of Rehabilation Medicine 2018;7(1):225-235.