

Research Paper

**Effect of Induced Fatigue on Ground Reaction Force  
Components and Loading Rate During Single Leg  
Crossover**

**M. R. Jahani<sup>1</sup>, A. Jalalvand<sup>2</sup>**

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)

**Received Date: 2021/05/22**

**Accepted Date: 2021/09/08**

---

---

**Abstract**

The aim of this study was to investigate the effect of exercise-induced fatigue on vertical ground reaction force and loading rate during crossover landing. To do so, 15 healthy men participated in this study. Peak and landing values of ground reaction forces (GRFs), time to reach them and loading rate in participants before and after were extracted using Kistler force plate. Results showed that the amplitude of the second vertical peak in force (Fz2) (landing GRFs) reduced at toe contact with the ground but the amplitude of the fourth vertical peak in force (Fz4) (landing GRFs) increased at heel contact with the ground. In the fatigued conditions, subjects had faster time to peak of FZ4. Changing the components of GRF and the time to peak of faster to vertical GRF when contacting feet with your ground as a risk factor in the jump or landing. Therefore, providing strategies for preventing this risk factor can play a very important role. Thus, it is suggested that feedback due to changes in these biomechanical parameters complement the treatment and prevention of these risk factors in the activity and rehabilitation of therapists, physiotherapists and other groups.

**Keywords:** Keywords: Exercise-Induced Fatigue, landingLanding, Ground Ground Reaction Forces, Loading Loading Rate.

---

---

---

1. Email: mohamadrezajahani1370@gmail.com

2. E-mail: jalalvand\_ali@yahoo.com

**Introduction**

The aim of this study was to investigate the effect of exercise-induced fatigue on vertical ground reaction force and loading rate in healthy subjects during crossover landing. It is hoped that the results of this research will increase the research knowledge of the scientific community and this will open a new window in future studies in this field. The necessity of this study shows the extent to which clarification of fatigue affects kinetic parameters in daily activities of individuals and how difficult it is to perform their movements and also shows that these studies are vital that can further explain the possible effects of anatomical irregularities on neuromuscular and biomechanical functions of the lower limbs. Considering the severity and relatively high prevalence of lower extremity injuries in the general public and athletes during landing, this information can be useful in finding mechanisms to prevent injuries and improve these injuries in the lower extremities.

**Materials & Methods**

The statistical population of this study was male non-athlete healthy students of the Islamic Azad University of Hamadan. The sample size was estimated using GPower 3.1 software with a statistical power of 0.80, effect size of 0.80, alpha level of 0.05 and the dependent t-test of 15 people. In order to avoid compensatory joint movements above the hip, Vicon motion analysis system (four high-speed infrared T-Series cameras) with a sampling frequency of 120 Hz and full-body model was used. To measure ground reaction forces (GRF), a Kistler force plate (600\*400 mm) with the sampling frequency of 1000 Hz was applied. The data were refined using Butterworth low-pass filter with 4 orders and a 20-Hz frequency cutter (1). The test method was first used for the desired fatigue prototyping on the German-made Monark Ergomedic 894E bike, and the special prototyping was used to apply fatigue through the treadmill of Bruce modified model, which is a multi-stage protocol (2). Borg modified scale was applied to understand the severity of fatigue. The pressure perception scale is a technique used to reduce the intensity of exercise and fatigue level (3). The subjects landed on the force plate with six repetitions with the dominant foot, the mean correct repetitions which were at least 4 repetitions were considered for statistical calculations.

**Findings**

Comparison of the results of vertical ground reaction force (VGRF) components showed that fatigue reduced the minimum VGRF in the toe to ground contact (24.71%), indicating a high effect size (~1.5). Moreover, the results of the minimum VGRF in the heel to ground contact showed that fatigue caused a higher average of this component (15.72%), and the effect size was obtained at a high

level (~0.91). Comparing the results of other components at the time to peak of landing indicated no significant difference in the components of maximum VGRF in the toe to ground contact and minimum VGRF in the heel to ground contact before and after fatigue.

The results of time to peak the VGRF components at the landing demonstrated that fatigue with a meaningful tendency reduced time to peak the minimum vertical force of the "valley" reaction in the toe to ground contact (5.83%). In addition, fatigue causes the time to reach the minimum vertical force component of the reaction in the heel to ground contact at landing by reducing the time to reach the minimum VGRF in the heel to ground contact (13.88%), which the effect size was obtained at a high level (~0.71). However, comparing the results of other components of time to peak the VGRF during landing indicated no significant difference in time to peak the maximum VGRF in the toe to ground contact, and the time to peak the minimum VGRF in the heel to ground contact had the VGRF before and after fatigue. Comparison of the results of the pre- and post-tests of landing rate indicated no fatigue effect on this parameter.

### **Conclusion**

The results represented that fatigue affected lower extremity function during landing and changed the characteristics of VGRF in minimal components, due to the changes in GRF and faster time to peak the force components in this movement, the risk of lower limb injuries increased. It should be noted that faster time to peak of VGRF when the foot makes contact with the ground is considered as a risk factor in jumps or landings. Therefore, providing strategies to prevent this risk factor can play an important role. Therefore, it is suggested that feedback from changes in these biomechanical parameters complement treatment strategies and prevent these risk factors in the activity and rehabilitation of therapists, physiotherapists and other groups.

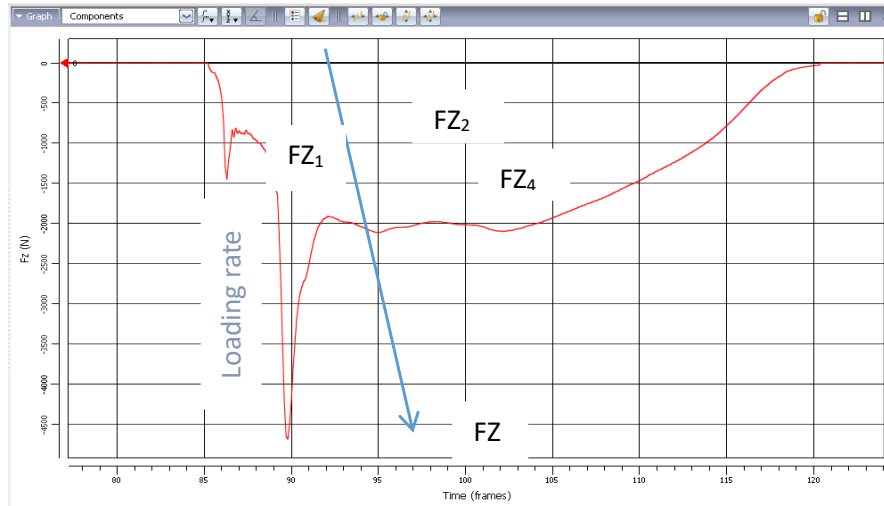


Figure 1- Division of different parts of forces and loading rate

**Keywords:** Exercise-Induced Fatigue, Landing, Ground Reaction Forces, Loading Rate

### Reference

1. Simons C, Bradshaw EJ. Do accelerometers mounted on the back provide a good estimate of impact loads in jumping and landing tasks? *Sports biomechanics*. 2016;15(1):76-88.
2. Zacharogiannis E, Paradisis G, Tziortzis S. An evaluation of tests of anaerobic power and capacity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004;36(5):S116.
3. Franklin B, Whaley M, Howley E, Balady G. *American College of Sports Medicine: ACSM's guidelines for exercise testing and prescription*. Lippincott Williams & Wilkins Philadelphia; 2000.

## تأثیر خستگی القایی بر متغیرهای نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و میزان بار وارد شده هنگام فرود متقاطع

محمد رضا جهانی<sup>۱</sup>، علی جلالوند<sup>۲</sup>

۱. کارشناسی ارشد، گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران

۲. استادیار، گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران (نویسنده مسئول)

تاریخ ارسال ۱۴۰۰/۰۳/۰۱

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۶/۱۷

### چکیده

هدف از مطالعه حاضر، بررسی اثر خستگی القاشده بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل و نرخ بارگذاری در حین فرود بود. ۱۵ نفر مرد سالم در این مطالعه شرکت کردند. نقاط اوج و فرود نیروی عکس‌العمل، زمان رسیدن به آن‌ها و نرخ بارگذاری در آزمودنی‌ها، قبل و بعد از خستگی با صفحه نیروی کیستلر استخراج شدند. نتایج مؤید کاهش حداقلی نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پنجه پا با زمین و افزایش حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پاشنه پا با زمین (Fz4) بود. همچنین نتایج نشان داد در افرادی که در معرض خستگی قرار دارند، زمان رسیدن به حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پاشنه پا با زمین سریع‌تر است. تغییر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل و زمان رسیدن سریع‌تر به نیروی عکس‌العمل عمودی هنگام تماس پا با زمین خود عاملی خطرزا در پرش یا فرودها تلقی می‌شوند. بنابراین ارائه راه‌کارهای پیشگیری از این عامل خطر می‌تواند نقشی بسیار مهم ایفا کنند. بنابراین، پیشنهاد می‌شود بازخورد حاصل از تغییرات این پارامترهای بیومکانیکی مکمل راه‌کارهای درمان و پیشگیری از این عوامل خطر در فعالیت و بازتوانی درمانگران، فیزیوتراپ‌ها و سایر گروه‌ها شود.

**واژگان کلیدی:** خستگی القایی، فرود متقاطع، نیروی عمودی عکس‌العمل، نرخ بارگذاری.

1. Email: mohamadrezajahani1370@gmail.com

2. Email: jalalvand\_ali@yahoo.com

## مقدمه

فرود روی زمین حرکتی ضروری و مهم در بسیاری از فعالیت‌های روزمره، انواع ورزش‌ها و فعالیت‌های ویژه است (۱). در حرکت فرود پس از یک پرش، می‌توان تصور کرد نیرویی وارد شده حدود ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن باشد (۲). شوکی که در نتیجه فرود آمدن به بدن وارد می‌شود، به وسیله ساختارها و سازوکارهای موجود در بدن تضعیف می‌شود. این شوک در زمانی که بارهای خارجی وارد بر بدن زیاد باشد و ساختارهای گفته شده نتوانند آن را به‌طور مناسبی تعدیل کنند، احتمال بروز آسیب را افزایش می‌دهد (۳) و به آسیب‌هایی از جمله آسیب رباط متقاطع قدامی در زانو منجر می‌شود (۳). از دیدگاه پاتولوژیکی نیز پژوهشگران اظهار داشته‌اند که فرود تک‌پا باعث ایجاد یا تشدید ناهنجاری‌های مختلفی در قسمت زانو از جمله زانوی ضربدری می‌شود (۴). یکی از دلایل ایجاد آسیب‌های وارد بر بدن، خستگی عضلانی است (۵) و زمانی رخ می‌دهد که بافت عضله توانایی تأمین متابولیسم را در عناصر انقباضی نداشته باشد. از نظر مکانیکی خستگی با کاهش تنش عضلانی آشکار می‌شود (۶). خستگی می‌تواند دلایل مرکزی یا محیطی داشته باشد، خستگی مرکزی مربوط به خستگی سیستم عصبی مرکزی و خستگی محیطی مربوط به اختلال در اعصاب محیطی، اتصال عصبی عضلانی یا در بافت انقباضی عضلات است (۷). از خستگی عضلانی به‌عنوان کاهش در ظرفیت نیروی تولیدی عضله یا گروه عضلانی پس از فعالیت یاد می‌شود (۶). میزان جذب انرژی در عضله خسته کاهش می‌یابد که عضلات را مستعد آسیب‌های کششی می‌کند. بررسی اثر خستگی هم از لحاظ ورزشی و هم به لحاظ کلینیکی اهمیت ویژه‌ای دارد. خستگی جزء لاینفک تمرینات ورزشی است و باعث کاهش تعادل پویا در افراد مبتلا به ناپایداری مچ پا و افراد سالم شده (۸) می‌شود. همچنین، به تغییر در کینتیک مفاصل اندام تحتانی در حرکات مختلف از جمله فرود منجر می‌شود (۹، ۱۰). ارزیابی پارامترهای بیومکانیکی و اندازه‌گیری مؤلفه‌های کینتیکی در حین فرود و تلفیق این موارد با خستگی به‌عنوان معیاری برای شناسایی یا طبقه‌بندی میزان نیروهای وارد بر بدن و همچنین الگوها و استراتژی افراد در حین حرکت فرود استفاده می‌شود (۱۱). بحث در مورد نیروها زمانی اهمیتی ویژه پیدا می‌کند که به‌صورت مداوم و تکراری در حرکات روزمره و یا حرکتی همچون فرود به بدن وارد شود. افزایش و تکرار نیروهای ضربه‌ای و نرخ بارگذاری آثاری زیان‌بار روی سیستم عضلانی اسکلتی دارد (۱۲). پارامترهای کینتیکی که در بیشتر مطالعات به‌منظور شناسایی فاکتورهای خطر ارزیابی می‌شوند عبارت‌اند از: مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل، زمان رسیدن به اوج نیرو و نرخ بارگذاری (نرخ توسعه نیرو) (۱۳). در میان این پارامترها، نیروهای عکس‌العمل زمین و میزان نرخ بارگذاری اهمیت کلینیکی دارند (۱۴). همچنین در مطالعه‌ای بیان شده حین فرود با یک‌پا، در مقایسه با دو پا، نیروهای برشی قدامی بزرگ‌تری مشاهده می‌شود که موجب افزایش پتانسیل بروز آسیب‌های لیگامنت صلیبی قدامی در تکالیف فرود

یک طرفه می‌شود (۱۵) در ادامه، پژوهشگران دیگری خستگی موضعی عضلات موافق و مخالف را بر فعالیت عضلات ران و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در حین فرود تک‌پا بررسی کرده و نشان داده‌اند خستگی عضلات موافق به کاهش نیروی عکس‌العمل زمین و کاهش فعالیت عضله دوسر رانی در لحظه تماس منجر می‌شود (۱۶). همچنین در پژوهشی اثر خستگی و جنسیت در حرکت فرود بررسی شد و در متغیرهای نیروهای عکس‌العمل اختلافی گزارش نشد (۱۷). همان‌گونه که اشاره شد فاکتورهای مهمی از جمله خستگی منتج از تمرین می‌تواند سبب تغییر متغیرهای بیومکانیکی موردنظر در حرکات مختلف از جمله فرود و تغییر در الگوی اصلی حرکت شوند و عوامل خطرزایی در حین انجام حرکت ایجاد کنند. در خصوص اثر خستگی بر حرکات مختلف، به‌ویژه حرکاتی که شامل فرود روی زمین‌اند، نتایج و اظهاراتی متناقض بیان شده است. به نظر می‌رسد پژوهش‌های انجام‌شده از دیدگاه کینتیکی ناقص است و روی کلیه مؤلفه‌های آن از قبیل حداقل نیروی عکس‌العمل، زمان رسیدن به اوج و قعر این نیروها و نرخ بارگذاری پژوهش‌های اندکی انجام شده است. بنابراین هدف پژوهش حاضر این بوده است که پژوهشگران با مطالعه میزان اثر خستگی روی پارامترهای کینتیکی، عوامل خطرزای آسیب را در هنگام فرود در افراد سالم بررسی کنند. امید است نتایج این پژوهش باعث افزایش دانش جامعه علمی شود و همین موضوع باعث باز شدن بابی نو در مطالعاتی آینده شود. ضرورت این مطالعه در آنجا نمایان می‌شود که آشکار شدن آثار خستگی روی پارامترهای کینتیکی در فعالیت‌های روزمره افراد به چه میزان است و تا چه اندازه فرد را در انجام حرکاتش دچار مشکل می‌کند. همچنین نشان می‌دهد بررسی این موارد امری مهم و حیاتی است که می‌تواند تأثیر احتمالی بی‌نظمی‌های آناتومیکی را بر عملکرد عصبی-عضلانی و بیومکانیکی اندام تحتانی بیشتر توضیح دهد. وجود این اطلاعات با توجه به شیوع نسبتاً زیاد آسیب اندام تحتانی در هنگام فرود در میان عموم جامعه و ورزشکاران و شدت این آسیب‌ها، می‌تواند در راستای یافتن سازوکارهایی در پیشگیری از آسیب‌ها و بهبود این آسیب‌ها در اندام تحتانی مفید باشد.

### روش پژوهش

جامعه آماری این پژوهش را دانشجویان مرد غیرورزشکار سالم دانشگاه آزاد اسلامی همدان تشکیل می‌دادند. حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی پاور با توان آزمون آماری ۰/۸۰، ضریب تأثیر ۰/۸۰، سطح آلفا ۰/۰۵ و آزمون آماری تی وابسته ۱۵ نفر برآورد شد. نمونه‌گیری به‌صورت در دسترس انجام شد. معیارهای ورود به این پژوهش عبارت‌اند از: جنسیت مرد، غیرورزشکار بودن، مبتلا نبودن به ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی اندام تحتانی همچون زانوی پرانتری، کف پای گود و زانوی عقب‌رفته، نداشتن سابقه جراحی، شکستگی، سوختگی، مشکلات عصبی-عضلانی، آسیب یا ضربات جدی در

اندام تحتانی، عدم استفاده از اندام مصنوعی در ران، زانو و مچ پا، نداشتن سابقه استفاده از هر نوع کفی یا کفش طبی، نداشتن بیماری‌های مربوط به اعصاب پیرامونی از شرایط عمومی آزمودنی‌ها بود. معیارهای خروج از آزمون شامل بی‌ثباتی و شلی در مفاصل ران، زانو و مچ، آسیب‌دیدگی در شش ماه گذشته، سابقه جراحی و آسیب‌دیدگی در کمر و اندام تحتانی، محدودیت فعالیت بنا به دستور پزشک، عفونت مفصلی مزمن، معلولیت در اثر اختلالات عصبی-عضلانی. برای بررسی و حصول اطمینان از سلامت عمومی آزمودنی‌ها حین فعالیت حرکتی انجام‌شده از پرسش‌نامه ناتوانی عملکردی استفاده شد. پرسش‌نامه شامل سه بخش است. بخش اول پنج سؤال مربوط به درد در حین فعالیت‌های عملکردی؛ بخش دوم شامل دو سؤال مربوط به خشکی مفاصل و بخش سوم شامل هفده سؤال مربوط به دشواری فعالیت‌های مختلف روزانه در بیرون و درون منزل است. در هر سؤال میزان ناتوانی عملکردی از صفر تا ۴ رتبه‌بندی می‌شود. امتیاز صفر تا ۴ به ترتیب نشان‌گر عملکرد مطلوب و بدون درد، عملکرد نامطلوب با درد کم، عملکرد نامطلوب با درد متوسط، عملکرد نامطلوب با درد شدید و عملکرد نامطلوب با درد بی‌نهایت است. پایایی و روایی این پرسش‌نامه در پژوهش‌های گذشته نشان داده شده است. ضریب همبستگی پیرسون آن ۰.۹۵٪ و روایی آن ۰.۷۲٪ است (۱۸، ۱۹). پروتکل پژوهش در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی همدان با کد شناسایی IR.UMSHA.REC.1396.655 تصویب شد. به منظور ممانعت از انجام حرکات جبرانی<sup>۱</sup> در مفاصل بالاتر از هیپ از سیستم تحلیل حرکتی وایکان (چهار دوربین پرسرعت مادون قرمز سری تی) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۰ هرتز و مدل فول بادی استفاده شد. برای اندازه‌گیری نیروهای عکس‌العمل زمین، از صفحه نیروی کیستلر (۴۰۰×۶۰۰ میلی‌متر) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. اطلاعات با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باتروث با اردر چهار<sup>۲</sup> با برش فرکانس ۲۰ هرتز پالایش شد (۲۰). روش اجرای آزمون به این صورت بود که برای اجرای پروتکل خستگی مورد نظر روی دوچرخه وینگیت (Monark Ergomedic 894E) ساخت آلمان از پروتکل تمرین بیشینه بر اساس وزن آزمودنی به صورت متناوب در تکرارهای دو دقیقه‌ای و با فاصله یک دقیقه استراحت بین هر کوشش استفاده شد (۲۱). برای درک شدت میزان خستگی مقیاس اصلاح‌شده بورگ به کار برده شد. مقیاس درک فشاری تکنیکی است که برای کمی کردن شدت فعالیت ورزشی یا تنظیم شدت فعالیت ورزشی و سطح خستگی از آن استفاده می‌شود (۲۲). در این مطالعه از مقیاس رتبه‌ای بورگ استفاده شده است. در هر مرحله از فعالیت پروتکل خستگی دوچرخه‌سواری، از آزمودنی خواسته شد از عدد صفر تا ۱۰ یک عدد را بیان کند که

۱. منظور از حرکات جبرانی، سازوکارهای جبرانی است که در اثر اختلال در انجام وظیفه حرکتی یک بخش در زنجیره حرکتی رخ می‌شده و توسط بخش بالایی یا پایینی جبران می‌شود.



نشانه ذهنی خستگی فرد است. نمره صفر تا ۱ نشان‌دهنده عدم خستگی، نمره ۸ تا ۹ بروز خستگی زیاد و ۱۰ نشان‌دهنده واماندگی بود (۲۳).

تصویر ۱- محاسبه تعداد نمونه با جی پاور



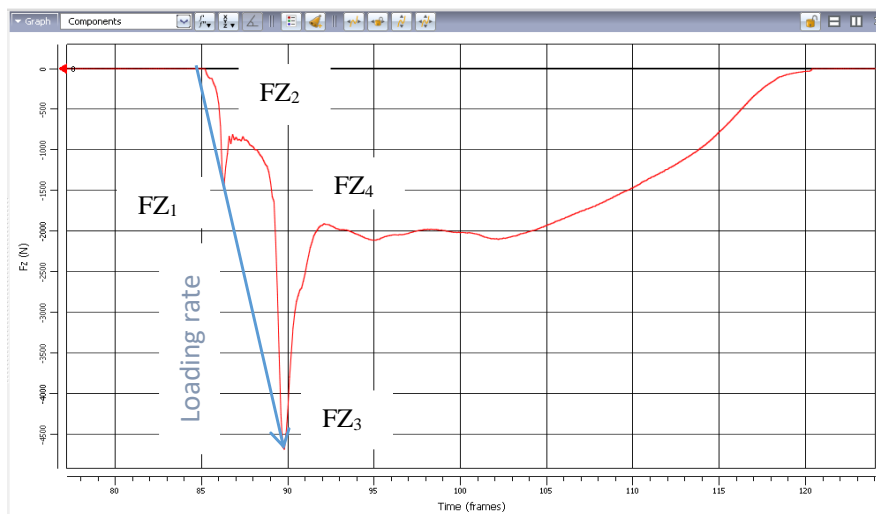
تصویر ۲- دوچرخه وینگیت

جدول ۱- مقیاس بورگ

امتیاز	ارزیابی مقیاس بورگ
۰-۱	عدم خستگی
۲-۳	خستگی خیلی کم
۴-۵	خستگی کم
۶-۷	خستگی معمولی
۸-۹	خستگی زیاد
۱۰	واماندگی کامل

قبل از اجرای آزمون نحوه انجام پروتکل‌ها به آزمودنی‌ها آموزش داده شد. سپس آزمودنی‌ها به گرم کردن پرداختند و برای پیش‌آزمون روی سکویی به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر قرار گرفتند، به شکلی که روی دو پا ایستادند و دست‌ها را روی سه‌تیغ خاصه قرار دادند. سپس، درحالی‌که پاها برهنه بود، با پای برتر از سکو به مرکز صفحه نیرو فرود آمدند. پای برتر پای تعریف شد که آزمودنی ۵ فرود از ۶

فرود خود را با آن پا انجام می‌داد (۱۳). آزمودنی‌ها صرفاً عمل فرود را انجام می‌دادند و به مدت دست‌کم ۱۰ ثانیه تعادل خود را حفظ می‌کردند، در حالی که در تمام مدت اجرای آزمون دستشان روی لگن بود. فرودی قابل قبول بود که شامل تماس قسمت میانی و انتهایی در ابتدا، حفظ تعادل، توانایی فرود آمدن بدون جهش باشد (۲۴). از آزمودنی‌ها خواسته شد ضمن اینکه راستای تنه را حین فرود حفظ می‌کنند (۲۵)، فرود طبیعی خود را انجام دهند. در ادامه، برای اجرای پروتکل خستگی، آزمودنی‌ها به صورت متناوب در تکرارهای دو دقیقه‌ای و با فاصله یک دقیقه استراحت بین هر کوشش روی دوچرخه رکاب زدند. این عمل تا هنگامی ادامه می‌یافت که آزمودنی در انجام کوشش بعد ناتوان (نقطه واماندگی) شود. در خاتمه، بلافاصله بعد از القای خستگی تلاش‌های پس آزمون انجام می‌شد. برای اندازه‌گیری تماس آغازین پا با صفحه نیرو، مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل در جهت عمودی و نرخ بارگذاری از صفحه نیروی سه‌محوره استفاده شد. تماس پا با زمین لحظه‌ای در نظر گرفته شد که میزان نیروی عمودی عکس‌العمل زمین از ۱۰ نیوتن فراتر رود. تقسیم‌بندی قسمت‌های مختلف نیروها شامل حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پنجه پا با زمین، حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل (دره) در تماس پنجه پا با زمین، حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پاشنه پا با زمین، حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پاشنه پا با زمین، از میانگین داده‌های به دست آمده از فرودهای موفق استفاده شد. مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل هنگام فرود در جهت عمودی شامل دو اوج (قله) و دو قعر (دره) بودند (۲۶، ۲۷).



شکل ۱- تقسیم‌بندی قسمت‌های مختلف نیروها و نرخ بارگذاری

میزان بار به صورت حداکثر نیروی عمودی نرمال شده تقسیم بر زمان رسیدن به حداکثر نیرو از لحظه تماس آغازین پا با زمین محاسبه شد (۲۸):

حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (نیوتون) در لحظه برخورد/وزن بدن (نرمال شده بر حسب

درصدی از وزن بدن) = نرخ بارگذاری

زمان رسیدن به اوج نیرو عمودی (ثانیه)

آزمودنی‌ها با شش تکرار، با پای غالب روی صفحه نیرو فرود آمدند. میانگین تکرارهای صحیح، که دست‌کم چهار تکرار بود، برای محاسبات آماری در نظر گرفته شد. داده‌ها وارد نرم‌افزار اکسل شد و برای تحلیل آماری نهایی از نرم‌افزار اسپ‌اس‌اس<sup>۱</sup> و ویرایش ۲۴ استفاده شد برای توصیف داده‌ها. از میانگین و انحراف استاندارد و برای بررسی نرمال بودن داده‌ها و امکان استفاده از آزمون‌های پارامتریک از آزمون شاپیروویلیک<sup>۲</sup> استفاده شد. تحلیل داده‌ها با استفاده از روش آماری تی زوجی در سطح معناداری ( $P \leq 0/05$ ) انجام شد.

## نتایج

همان‌طور که مشاهده می‌شود، مشخصات جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها در جدول ۱ آورده شده است.

جدول ۲- مشخصات جمعیت‌شناختی (سن، قد، وزن) آزمودنی‌ها

متغیرها	انحراف استاندارد $\pm$ میانگین	حداقل	حداکثر
سن (سال)	۲۵/۳ $\pm$ ۱۸/۷۸	۱۹	۲۸
قد (سانتی متر)	۱۷۸/۳ $\pm$ ۶۰/۸۸	۱۷۵	۱۸۳
جرم (کیلوگرم)	۷۳/۴ $\pm$ ۱۲/۱۸	۶۷	۷۸

مقایسه نتایج پیش‌آزمون-پس‌آزمون مؤلفه‌های نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام فرود نشان داد خستگی سبب کاهش حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پنجه پا با زمین (کاهش ۲۴/۷۱ درصدی) شده است. میزان اندازه اثر نیز در سطح بالایی ( $\sim 1/5$ ) به دست آمد (جدول شماره ۲). همچنین نتایج مؤلفه حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین نشان داد خستگی باعث افزایش میانگین این مؤلفه (افزایش ۱۵/۷۲ درصدی) شده است و میزان اندازه اثر نیز در سطح

1. SPSS (Statistical Package for the Social Sciences)
2. Shapiro-Wilk Test

بالایی (۰/۹۱) به دست آمد. ولی مقایسه نتایج سایر مؤلفه‌ها هنگام فرود نشان می‌دهد مؤلفه‌های حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پنجه پا با زمین و حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین، قبل و بعد از خستگی، تفاوتی معنادار داشت. نتایج زمان رسیدن به مؤلفه‌های نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام فرود نشان داد خستگی با تمایل به معناداری سبب کاهش زمان رسیدن به مؤلفه زمان رسیدن به حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل «دره» در تماس پنجه پا با زمین (کاهش ۵/۸۳ درصدی) شده است. علاوه بر این خستگی باعث شده زمان رسیدن به مؤلفه حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین هنگام فرود با کاهش زمان رسیدن به حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین (۱۳/۸۸ درصدی) توأم باشد و میزان اندازه اثر نیز در سطح بالایی (۰/۷۱) به دست آمده است. ولی مقایسه نتایج سایر مؤلفه‌های زمان رسیدن به نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام فرود نشان می‌دهد زمان رسیدن به مؤلفه حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پنجه پا با زمین و زمان رسیدن به مؤلفه حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین و نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، قبل و بعد از خستگی، تفاوت معنادار داشت (جدول شماره ۳). مقایسه نتایج پیش‌آزمون-پس‌آزمون نرخ بارگذاری هنگام فرود نشان می‌دهد خستگی بر این پارامتر تأثیری ندارد.

جدول ۳- نتایج مربوط به مقایسه مؤلفه‌های نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (Z) (نیوتن)، زمان رسیدن به اوج و نرخ بارگذاری در فازهای مختلف فرود، قبل و متعاقب خستگی منتج از تمرین

اندازه اثر	سطح معناداری	T	خستگی		مؤلفه‌های نیروی عمودی عکس‌العمل	نیروی عکس‌العمل زمین
			بعد	قبل		
۰/۶۰۶	۰/۰۸۷	۱/۹۲	۸۰۲/۲۰۲±۲۲/۹۳	۹۷۳/۳۶۱±۲۱/۶۰	حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پنجه پا با زمین (Fz1)	نیروی عمودی عکس‌العمل (نیوتن)
۰/۵۹۳	*۰/۰۰۱	۵/۰۴	۵۱۲/۲۲۵±۲۵/۷۵	۶۸۰/۲۰۰±۴۳/۷۲	حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پنجه پا با زمین (Fz2)	

جدول ۳- نتایج مربوط به مقایسه مؤلفه‌های نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (Z) (نیوتن)، زمان رسیدن به اوج و نرخ بارگذاری در فازهای مختلف فرود، قبل و متعاقب خستگی منتج از تمرین

اندازه اثر	سطح معناداری	T	خستگی		مؤلفه‌های نیروی عمودی عکس‌العمل	نیروی عکس‌العمل زمین
			قبل	بعد		
۰/۲۱۴	۰/۵۱۵	۰/۶۷۷	۳۱۱۹/۷۵۸±۳۷/۵۵	۳۲۳۳/۵۶۹±۳۰/۵۰	حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پاشنه پا با زمین (Fz3)	نیروی عمودی عکس‌العمل (نیوتن)
۰/۹۱۲	*۰/۰۱۸	-۲/۸۷	۱۶۳۴/۲۸۹±۱۸/۲۸	۱۴۱۲/۱۵۹±۱۶/۱۸	حداقل نیروی عمودی در تماس پاشنه پا با زمین (Fz4)	
۰/۲۲۶	۰/۵۰	۰/۷۰۳	۰/۰±۰۰۹۱/۰۰۳۹	۰/۰±۰۰۹۵/۰۰۲۶	زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی در تماس پنجه پا با زمین (TFz1)	زمان رسیدن به نیروها (میلی ثانیه)
۰/۷۰۵	۰/۰۵۳	۲/۲۲	۰/۰±۰۱۲۹/۰۰۳۷	۰/۰±۰۱۳۷/۰۰۳۰	زمان رسیدن به حداقل نیروی عمودی (دره) در تماس پنجه پا با زمین (TFz2)	
۰/۴۱۱	۰/۲۲۶	۱/۳۰	۰/۰±۰۵۴۸/۰۱۷۰	۰/۰±۰۵۷۳/۰۱۲۸	زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی در تماس پاشنه پا با زمین (TFz3)	
۰/۷۱۶	*۰/۰۵۰	۲/۲۶	۰/۰±۰۸۸۱/۰۲۷۱	۰/۰±۱۰۲۳/۰۲۵۷	زمان رسیدن به حداقل نیروی عمودی در تماس پاشنه پا با زمین (TFz4)	

علامت (\*) بیانگر اختلاف بین قبل و متعاقب خستگی در اثر تمرین است و آزمون آماری تی وابسته است ( $P < ۰/۰۵$ ).

## بحث و نتیجه‌گیری

هدف از مطالعه حاضر تأثیر خستگی القایی بر مؤلفه‌های نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و میزان بار وارد شده هنگام فرود بود. مقایسه نتایج مؤلفه‌های نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام فرود نشان داد خستگی سبب کاهش حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پنجه پا با زمین شده است. همچنین نتایج مؤلفه حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین نشان داد خستگی باعث افزایش میانگین این مؤلفه شده است، ولی مقایسه نتایج سایر مؤلفه‌ها هنگام فرود نشان می‌دهد بین مؤلفه‌های حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پنجه پا با زمین و حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین، قبل و بعد از خستگی، تفاوتی معنادار وجود دارد. نتایج زمان رسیدن به مؤلفه‌های نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام فرود نشان داد خستگی با تمایلی به معناداری سبب کاهش زمان رسیدن به مؤلفه حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل «دره» در تماس پنجه پا با زمین شده است. علاوه بر این، خستگی باعث شده زمان رسیدن به مؤلفه حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین هنگام فرود با کاهش زمان رسیدن به حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پاشنه با زمین توأم باشد. خستگی باعث کاهش حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل در تماس پنجه پا با زمین شد که این نتایج با یافته‌های پژوهش مک‌لین و همکاران (۲۰۰۷) هم‌خوانی داشت (۲۹)، ولی با نتایج کلیس و همکاران (۲۰۰۹) هم‌سو نبود. به نظر می‌رسد این ناهم‌خوانی به دلیل تفاوت ارتفاع فرود و نوع استراتژی فرود باشد (۱۶). از جمله دلایل احتمالی دیگری که می‌تواند توجیهی برای میزان کمتر شدن نیرو باشد این است که خستگی رخ داده در عضلات موافق با عملکرد چهارسر رانی در حین فرود می‌تواند بر میزان فلکشن مفصل زانو بیفزاید؛ بنابراین، با توجه به اینکه در شرایط خستگی، اختلال و کاهش در عملکرد عضلات قابل مشاهده است، قدرت تولید نیروی انفجاری عضلات کاهش پیدا کرده است؛ بنابراین نیروی کمتری به زمین وارد شده و در نتیجه به کاهش عملکرد عضله چهارسر رانی و افزایش میزان فلکشن مفصل زانو در لحظه تماس پنجه پا با زمین در حین فرود منجر شده است (۳۰). همچنین، نتایج این مطالعه نشان داد خستگی میانگین حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل را در تماس پاشنه با زمین افزایش می‌دهد. نتایج این پژوهش علی‌رغم تفاوت در نوع ارتفاع فرود و الگوی حرکتی انجام‌شده با نتایج پژوهش دانشمندی و همکاران (۲۰۰۳) مبنی بر افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین هم‌خوانی داشت (۳۱)، ولی با نتایج پژوهش رضی و همکاران (۲۰۱۸) هم‌سو نبود. از جمله دلایل توجیهی این ناهم‌سویی می‌توان به نوع پروتکل خستگی انجام‌شده اشاره کرد که عمل نشست‌وبرخاست بوده است (۳۰) از دلایل توجیهی افزایش نیروهای عکس‌العمل عمودی زمین هنگام تماس پنجه بعد از القای خستگی می‌توان به تأثیر این موضوع بر بارگیری سیستم عضلانی-اسکلتی اشاره کرد. ممکن است در اثر پروتکل و ایجاد سفتی

عضلانی و تغییرات ساختاری شاهد اختلال در عملکرد اندام تحتانی، به خصوص طی حرکات و انقباضات درونگرا و برونگرای در ساق پا باشیم و عملکرد فلکشنی به خوبی توسط عضلات این ناحیه انجام نشند و نیروی بیش از حد نرمال در نقطه اوج دوم وارد شود. پژوهش‌های گذشته نشان داده‌اند یکی از مهم‌ترین نیروهای وارد بر بدن هنگام فرود، نیروی عمودی عکس‌العمل زمین است که از بزرگی این نیرو به‌عنوان عاملی خطرزا برای بروز آسیب در مفاصل مچ، زانو و ران یاد شده است (۳۲).

در مقابل، هنگام فرود در لحظه تماس پاشنه پا با زمین مؤلفه حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بر اثر خستگی افزایش یافته است و در نتیجه، تبادل انرژی و اندازه حرکت از لحظه برخورد، در مقیسه با قبل از آن تغییر کرده است که سبب می‌شود موج شوک حاصل از آن به مقداری بزرگ‌تر به بدن انتقال یابد که با نتایج اوتمن و همکاران (۲۰۰۶) هم‌خوانی داشت (۳۳). قابل ذکر است پژوهشی ناهم‌سو با این مورد در دسترس نبوده است که از جمله دلایل می‌توان به این موارد اشاره کرد: این موج می‌تواند در فعالیت‌های مکرر به استرس فراکچر و بیماری‌های تخریب‌کننده مفصلی نظیر استئوآرتریت و آسیب به لیگامان‌ها منجر شود (۳۴). پژوهش‌های قبلی نشان داده‌اند که افزایش نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین باعث افزایش نیروی فشاری بر مفاصل اندام تحتانی به‌خصوص در قسمت مچ و زانو می‌شود (۳۵). از جمله این پژوهش‌ها نتیجه پست و همکاران (۲۰۰۲) بود که نشان دادند عوامل بروز اختلالات اسکلتی-عضلانی در زانو را می‌توان در اختلالات مچ پا جستجو کرد که بر اجزای بالاتر زنجیره حرکتی تأثیرگذار است (۳۶). همان‌طور که در پژوهش‌های قبلی ذکر شده، پارگی رباط متقاطع قدامی یکی از عمومی‌ترین آسیب‌ها در فعالیت‌های مختلف روزانه و ورزشی است (۳۷).

۷۲ درصد آسیب‌های رباط متقاطع قدامی در نتیجه سازوکارهای غیربرخوردی و ۲۵ درصد در نتیجه سازوکارهای برخوردی است (۳۸). از افزایش نیروی عکس‌العمل به‌عنوان یکی از عوامل مرتبط با شیوع آسیب رباط متقاطع قدامی نام برده شده و متغیرهای کینتیکی از جمله نیروهای عکس‌العمل عمودی زمین، میزان نرخ بارگذاری و زمان رسیدن به اوج نیروها را می‌توان پیش‌بینی مناسب برای تعیین آسیب‌های غیربرخوردی رباط متقاطع قدامی دانست (۱۶). با توجه به مطالب ذکر شده در این پژوهش، به دلیل افزایش نیروی برخوردی پاشنه، خواه ناخواه خطر ابتلا به آسیب‌های اندام تحتانی در افراد وجود دارد. نتایج پژوهش حاضر نشان داد هنگام خستگی زمین رسیدن به حداقل نیروی عمودی عکس‌العمل (دره) در تماس پاشنه پا با زمین کاهش می‌یابد؛ یعنی اعمال بار روی مفاصل در زمان سریع‌تری انجام می‌شود و این خود می‌تواند عامل خطرزای احتمالی محسوب شود. به دلیل خستگی عضلات اندام تحتانی در لحظه برخورد پاشنه با زمین حین فرود، بار زیادی در زمان کوتاهی روی پا شکل می‌گیرد که این عوامل به‌عنوان عاملی خطرزا در افزایش خطرات سقوط و آسیب به ساختارهای مختلف اندام تحتانی و بافت‌های نرم در نظر گرفته می‌شود (۳۹). نتایج این پژوهش با برخی پژوهش‌ها

همچون باربری و همکاران (۲۰۱۳) هم‌سو (۴۰) و با نتایج برخی دیگر از جمله جهرینگ و همکاران (۲۰۰۹) هم‌سو نبود (۱۷). از دلایل توجیهی ناهم‌خوانی نتایج می‌توان به ارتفاع فرود متفاوت اشاره کرد. دو فاکتور اصلی در محاسبه نرخ بارگذاری شامل حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به آن نیرو است. اگر میزان نیروی عکس‌العمل زمین زیاد باشد و زمان رسیدن به آن نیز زیاد باشد، نرخ بارگذاری افزایش پیدا نمی‌کند، اما اگر زمان رسیدن به آن کاهش یابد باعث افزایش نرخ بارگذاری می‌شود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد بین میزان نرخ بارگذاری، قبل و بعد از خستگی، اختلاف معناداری وجود ندارد و این به دلیل بی‌اثر بودن خستگی بر مؤلفه‌های نرخ بارگذاری است. پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آتی مؤلفه‌های حساس‌تر از قبیل ایمپالس و گشتاور آزاد به‌صورت تخصصی‌تر ارزیابی شوند.

نتایج نشان داد خستگی بر عملکرد اندام تحتانی در حین فرود افراد اثرگذار است و باعث تغییر ویژگی‌های نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در مؤلفه‌های حداقلی (قعر) می‌شود. با توجه به تغییرات نیروی عکس‌العمل و زمان رسیدن سریع‌تر به مؤلفه‌های نیرو در این حرکت خطر ابتلا به آسیب‌های اندام تحتانی افزایش پیدا می‌کند. گفتنی است، زمان رسیدن سریع‌تر به نیروی عکس‌العمل عمودی هنگام تماس پا با زمین خود عاملی خطرزا در پرش یا فرودها تلقی می‌شوند. بنابراین ارائه راه‌کارهای پیشگیری از این عامل خطر می‌تواند نقشی بسیار مهم ایفا کنند. از این‌رو، پیشنهاد می‌شود بازخورد حاصل از تغییرات این پارامترهای بیومکانیکی مکمل راه‌کارهای درمان شود و پیشگیری از این عوامل خطر جزء فعالیت و بازتوانی درمانگران، فیزیوتراپ‌ها و سایر گروه‌ها در نظر گرفته شود.

### محدودیت‌های پژوهش

یکی از محدودیت‌های این پژوهش مطالعه روی مردان است و با توجه به تفاوت‌های جنسیتی تعمیم نتایج به کل جامعه غیرممکن است. از دیگر محدودیت‌های پژوهش حاضر بررسی نشدن فعالیت‌های الکترومایوگرافی عضلات هم‌زمان با سایر مؤلفه‌های کینماتیک و کینتیک است.

### سیاس‌گذاری

مؤلفان این مقاله صمیمانه از همکاری افراد شرکت‌کننده در این پژوهش سپاس‌گذاری می‌کنند.

### منابع

1. Niu W, Wang Y, He Y, Fan Y, Zhao Q. Kinematics, kinetics, and electromyogram of ankle during drop landing: a comparison between dominant and non-dominant limb. *Human movement science*. 2011;30(3):614-23.



2. SADEGHI H., ABBASI A., KHALEGHI M. The relationship between maximum torques of lower extremity muscles with anterior knee shearing force during single leg drop landing. *JOURNAL OF MOVEMENT SCIENCE & SPORTS SPRING-SUMMER 2010*, Volume 8, Number 15; Page(s) 152 To 163. (In Persian)
3. Abbasi A, Sadeghi H, Khaleghi Tazaji M, Hosseini Mehr Seyed H. Gender Differences in Vertical Ground Reaction Forces Attenuation During Stop-Jump Task. *J Olympic*. 2010; 17:83-91. (In Persian)
4. Nejjishima M, Urabe Y, Yokoyama S. Relationship between the knee valgus angle and EMG activity of the lower extremity in single-and double-leg landing. *Journal of Biomechanics*. 2007;40(2): S743.
5. Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of athletic training*. 2005;40(1):41.
6. Gandevia S, Allen G, McKenzie D, editors. *Central fatigue*. Fatigue; 1995: Springer.
7. Sahlin K. Metabolic factors in fatigue. *Sports Medicine*. 1992;13(2):99-107.
8. Dehnavi H, Khorramnezhad H, Hassanpanah H, Hajibigloo M. The effect of fatigue on functional stability in the basketball players with functional ankle instability. *American Journal of Sports Science*. 2013;1(3):28-32. (In Persian)
9. Benjaminse A, Habu A, Sell TC, Abt JP, Fu FH, Myers JB, et al. Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2008;16(4):400-7.
10. Madigan ML, Pidcoe PE. Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2003;13(5):491-8.
11. Winby CR, Lloyd DG, Besier TF, Kirk TB. Muscle and external load contribution to knee joint contact loads during normal gait. *Journal of biomechanics*. 2009;42(14):2294-300.
12. Thomas AC, McLean SG, Palmieri-Smith RM. Quadriceps and hamstrings fatigue alters hip and knee mechanics. *Journal of applied biomechanics*. 2010;26(2):159-70.
13. Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, McCrum C, Karamanidis K. Effects of corrective training on drop landing ground reaction force characteristics and lower limb kinematics in older adults with genu valgus: A randomized controlled trial. *Journal of aging and physical activity*. 2019;27(1):9-17.
14. 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*. 2014; 2014:126860.
15. Wang X, Wang PS, Zhou W. Risk factors of military training-related injuries in recruits of Chinese People's Armed Police Forces. *Chinese journal of traumatology= Zhonghua chuang shang za zhi*. 2003;6(1):12-7.
16. 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*. 2009;19(1):55-64.

17. Gehring D, Melnyk M, Gollhofer A. Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clinical biomechanics*. 2009;24(1):82-7.
18. Talbott SM, Talbott JA, Hantla D. Effect of Uninvestin (*Scutellaria baicalensis* root & *Acacia catechu* heartwood) on Post-Exercise Muscle Soreness and Range of Motion in Healthy Adults. *The FASEB Journal*. 2018;32:lb376-lb.
19. Barghamadi M, Abdollahpour Darvishani M, Behboodi Z. The effect of core stability and strength training on knee pain and function in elderly women with osteoarthritis. *Research on Biosciences and Physical Actiuity*. 2017;4(6):1-9.
20. Simons C, Bradshaw EJ. Do accelerometers mounted on the back provide a good estimate of impact loads in jumping and landing tasks? *Sports biomechanics*. 2016;15(1):76-88.
21. Zacharogiannis E, Paradisis G, Tziortzis S. An evaluation of tests of anaerobic power and capacity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004;36(5):S116.
22. Franklin B, Whaley M, Howley E, Balady G. *American College of Sports Medicine: ACSM's guidelines for exercise testing and prescription*. Lippincott Williams & Wilkins Philadelphia; 2000.
23. 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):381-6.
24. 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.
25. Blackburn JT, Padua DA. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clinical biomechanics*. 2008;23(3):313-9.
26. Dufek J, Schot P, Bates B. 102 Lower extremity moments of force during landings. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1990;22(2):S17.
27. Zadpoor AA, Nikooyan AA. The effects of lower-extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force: a meta-analysis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2012;226(8):579-88. (In Persian)
28. 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):812-9.
29. McLean SG, Fellin R, 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):502-14.
30. Razi M, Sadeghi H, Takamejani E, Shariatzade M. Effect of lower limb muscle fatigue on knee joint control strategies during landing in young men. *Sci J Rehabil Med*. 2018;7(2):1-10. (In Persian)
31. Daneshmandi H AM, Gharekhanloo R. *Corrective exercise & Therapy*. Tehran: Samt Publication. 2004: p. 87-118. (Persian)

32. Leuty PM. Understanding the effects of progressive fatigue on impact landing force and knee joint mechanics, during the landing phase of continuous maximal vertical jumps. 2016.
33. Pinto RZ, Souza TR, Trede RG, Kirkwood RN, Figueiredo EM, Fonseca ST. Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. *Manual therapy*. 2008;13(6):513-9.
34. Betsch M, Wild M, Große B, Rapp W, Horstmann T. The effect of simulating leg length inequality on spinal posture and pelvic position: a dynamic rasterstereographic analysis. *European Spine Journal*. 2012;21(4):691-7.
35. Quatman CE, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Maturation leads to gender differences in landing force and vertical jump performance: a longitudinal study. *The American journal of sports medicine*. 2006;34(5):806-13.
36. Post WR, Teitge R, Amis A. Patellofemoral malalignment: looking beyond the viewbox. *Clinics in sports medicine*. 2002;21(3):521-46, x.
37. Gottlob CA, Baker JC, Pellissier JM, Colvin L. Cost effectiveness of anterior cruciate ligament reconstruction in young adults. *Clinical orthopaedics and related research*. 1999(367):272-82.
38. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynon BD, DeMaio M, et al. 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):1512-32.
39. Sadeghi H, Razi M, Takamejani EE, Shariatzade M. Effect of Lower Limb Muscle Fatigue on Selected Kinematics, Kinetics, and Muscle Activity of the Gait in Active young men. *J Rehab Med*. 2018; 7(1): 225-23 (In Persian)
40. Barbieri FA, dos Santos PCR, Vitória 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):702-7.

## ارجاع دهی

جهانی محمدرضا، جلالوند علی. تأثیر خستگی القایی بر متغیرهای نیروی عمودی عکس العمل زمین و میزان بار وارد شده هنگام فرود متقاطع. *مطالعات طب ورزشی*. بهار و تابستان ۱۴۰۰؛ ۱۳(۲۹)، ۹۶-۷۷. شناسه دیجیتال: 10.22089/SMJ.2021.10542.1498

Jahani M. R, Jalalvand A. Effect of Induced fatigue on Ground Reaction Force Components and Loading Rate During Single Leg Crossover. *Sport Medicine Studies*. Spring & Summer 2021; 13 (29): 77-96. (Persian).  
Doi: 10.22089/SMJ.2021.10542.1498