

August-September 2020, Volume 9, Issue 4

Comparison of Ground Reaction Forces and the Amount of Load Introduced During Crossover Landing in People with Flat Foot and Healthy Individuals

Mohammad Reza Jahani¹, *Ali Jalalvand², Negin Soltani³, Kivan Kaki⁴

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, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran (**Corresponding author**)

E-mail: jalalvand_ali@yahoo.com

3- MSc Student of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran.

4- Bachelor Physical Education, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran.

Received: 2 March 2020

Accepted: 9 June 2020

Abstract

Introduction: Investigating the risk factors during single crossover landing in people with flat foot complication is unknown. Therefore, the aim of the present study is to compare the ground reaction forces and the amount of load introduced during crossover landing in people with flat foot and healthy individuals.

Methods: The study method is descriptive-comparative. Twelve male subjects with low longitudinal arch (age = 24.67 ± 4.45 ; height = 176.12 ± 5.64 ; Weight = 765.62 ± 11.2) and twenty-two matched healthy control subjects (age = 23.47 ± 5.63 ; height = 178.66 ± 3.87 ; Weight = 714.31 ± 13.61) participated in this study. Based on the Arch Height Index (AHI), was divided into two healthy and healthy groups with flat feet. The ground reaction force was measured using a force plate (1000 Hz) during crossover-landing. Then, the kinetic indicators, including the peak of the ground reaction force and the time to reach them and the loading rate, were extracted by Vicon Nexus 1.8.5, Polygon 4.1.2 software. Data were analyzed with SPSS. 23.

Results: People with flat feet have fewer vertical ground reaction force (FZ1,2,3) when crossover landing compared to healthy individuals ($P < 0.05$). The time to reach the minimum vertical force of the action photo (valley) at the moment of contact of the toe with the ground (TFZ2) is faster in people with flat foot complication ($P = 0.022$).

Conclusions: People with flat feet had less vertical force, less vertical reaction time, and faster reaction time than healthy people, and these factors were considered as a risk factor for increasing fracture of 1-3 metatarsal and ankle sprain. Therefore, it is recommended to teach strategies to prevent these risk factors in activity and rehabilitation.

Keywords: Foot flat, Crossover landing, Ground reaction force, Loading rate.

مقایسه نیروهای عکس العمل زمین و میزان بار وارد شده هنگام فرود متقاطع در افراد با عارضه کف پای صاف و افراد سالم

محمد رضا جهانی^۱، *علی جلالوند^۲، نگین سلطانی^۳، کیوان کاکی^۴

- ۱- کارشناسی ارشد، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران.
 ۲- استادیار، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران (نویسنده مسئول)
 ایمیل: jalalvand_ali@yahoo.com
 ۳- دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران.
 ۴- کارشناسی تربیت بدنی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران.

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۳/۲۰

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۱۲/۱۲

چکیده

مقدمه: بررسی عوامل خطر زا هنگام فرود متقاطع در افراد با عارضه کف پای صاف ناشناخته اند. لذا هدف مطالعه حاضر مقایسه نیروهای عکس العمل زمین هنگام فرود متقاطع در افراد مبتلا به کف پای صاف و افراد سالم می باشد.

روش کار: روش مطالعه توصیفی-مقایسه ای می باشد. ۱۲ مرد سالم (سن: $5/63 \pm 23/47$ ؛ قد: $3/87 \pm 178/66$ ؛ وزن: $13/61 \pm 714/31$) و ۱۲ مرد مبتلا به کف پای صاف (سن: $4/45 \pm 24/67$ ؛ قد: $5/64 \pm 176/12$ ؛ وزن: $11/27 \pm 765/62$) در این مطالعه شرکت کردند. بر اساس شاخص ارتفاع قوس کف پا به ۲ گروه سالم و سالم با کف پای صاف تقسیم شدند. نیروی عکس العمل زمین هنگام فرود متقاطع با استفاده از یک صفحه نیرو (۱۰۰۰ هرتز) اندازه گیری شد. سپس شاخص‌های کینتیکی شامل اوج نیروهای عکس العمل زمین و زمان رسیدن به آنها و نرخ بارگذاری توسط نرم افزارهای وایکان نکسوس و پلیگان استخراج گردید. داده ها با نرم افزار اسپاس نسخه ۲۳ تحلیل شد.

یافته ها: افراد مبتلا به کف پای صاف مولفه‌های عمودی نیروی عکس العمل کمتری ($FZ_{1,2,3}$) هنگام فرود متقاطع در مقایسه با افراد سالم دارند ($P < 0/05$). زمان رسیدن به حداقل نیروی عمودی عکس العمل (دره) در لحظه تماس پنجه پا با زمین (TFZ_2) در افراد مبتلا به عارضه کف پای صاف سریع‌تر است ($P = 0/022$).

نتیجه گیری: افراد مبتلا به کف پای صاف میزان نیروی عکس العمل عمودی کمتر و زمان رسیدن به نیروی عکس العمل سریعتری نسبت به افراد سالم داشتند و این عوامل به عنوان یک عامل خطر زا در افزایش شکستگی استخوان‌های ۱-۳ کف پا و پیچ خوردگی مچ پا در نظر گرفته می شود. لذا پیشنهاد می شود راهکارهای پیشگیری از این عوامل خطر در فعالیت و بازتوانی آموزش داده شود.

کلیدواژه ها: کف پای صاف، فرود متقاطع، نیروی عکس العمل، نرخ بارگذاری.

مقدمه

به پا را می‌گیرد. از جمله ضربات وارده که بسیار خطر آفرین می‌باشد می‌توان به فرود متقاطع اشاره کرد که افراد روی یک پای خود فرود می‌آیند که جزئی از حرکات ورزشی رایج در ورزش‌هایی نظیر بسکتبال، والیبال، فوتبال و بدمینتون است (۴). در فرود متقاطع بر روی یک پا نسبت به فرود دو پا، اوج حداکثر نیروی عکس العمل عمودی بیشتر است (۶). فرود از جمله حرکات ورزشی متداول است که می‌تواند نیروی برخوردی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نماید، که این ضربه مکانیکی می‌بایست از طریق سیستم اسکلتی-عضلانی نرمال تعدیل یابد (۴، ۷). افزایش

از دیدگاه بیومکانیکی، پا واحدی عملکردی با هدف نگهداری وزن بدن، ایجاد اهرم برای حرکت رو به جلو در هنگام راه رفتن - دویدن و همچنین نگهداری تعادل می‌باشد (۱، ۲). پا انتهایی ترین جزء در اندام تحتانی است که یک قاعده نسبتاً کوچک برای ثبات بدن ایجاد می‌کند (۳). در این میان قوس پا یک سازه معماری است که قابلیت ارتجاع و تغییر انحنای موجود در آن امکان تطابق پا با ناهمواری‌های سطح زمین را فراهم و نیروهای حاصل شده از وزن بدن را به زمین منتقل می‌کند. قوس داخلی پا ضربات وارد آمده

باعث تفاوت در الگوهای آسیب در افراد دارای پای گود و صاف شود (۱۲). تفاوت عملکردی در افراد با ساختارهای متفاوت پا وجود دارد. افراد با ساختارهای متفاوت پا، مکانیک متفاوت و الگوی بارگیری متفاوتی را در ناحیه اندام تحتانی خود نشان می‌دهند (۲۰). پژوهش‌های گذشته از جمله پژوهش Niu و همکاران (۲۱) از تغییراتی در نیروهای عکس‌العمل عمودی زمین و میزان بار وارده سخن گفتند که در این پژوهش مقدار اوج نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین و مؤلفه دیگر یعنی نرخ بارگذاری کاهش یافته اما دارای اختلاف معناداری بین دو گروه نبودند.

فرود متقاطع در مقایسه با فرودهای دیگر سطح حمایتی کوچکتر و نیروی عکس‌العمل زمین بزرگتری را به دنبال خواهد داشت. با توجه به اینکه در افراد با ساختارهای کف پای مختلف سطوح تماس با زمین متفاوت می‌باشد لذا تغییرات کینتیکی فرود متقاطع روی یک پا در مبتلا به عارضه کف پا این افراد را می‌توان انتظار داشت. پژوهشگران در بررسی کینماتیک و کینتیک اندام تحتانی در حرکت فرود متقاطع و فرود دوپا نشان دادند میانگین زاویه چرخش به سمت خارج زانو در حین فرود متقاطع روی یک پا نسبت به فرود دوپا به طور معناداری بیشتر است. بعلاوه، میانگین بیشینه خم‌شدن زانو در صفحه ساجیتال در هنگام این فرود نسبت به فرود دوپا کمتر بود (۲۲). با توجه به اینکه یکی از اجزای کلیدی در آسیب رباط متقاطع قدامی، افزایش حرکت داخلی زانو در صفحه فرونتال است و افزایش در میزان چرخش به سمت خارج زانو باعث افزایش فشار بر این رباط می‌شود، در حین فرود متقاطع احتمال آسیب بیشتر می‌شود. علاوه بر این، کاهش زاویه خم‌شدن زانو نیز از موارد مهم در آسیب رباط متقاطع قدامی به شمار می‌رود (۲۳). مطالعاتی در گذشته به بررسی عمل فرود متقاطع در حرکات مختلف پرداخته است که از جمله آن‌ها می‌توان پژوهش Ortega و همکاران (۲۴) را ذکر کرد که به طور کلی به ایجاد تغییراتی در متغیرهای بیومکانیکی اشاره و احتمال آسیب به رباط متقاطع قدامی را در این حرکت بالا دانسته‌اند.

شاخص‌های نیروی عکس‌العمل هنگام فرود ممکن است ارزش کلینیکی داشته باشند و می‌توانند به منظور ارائه بازخوردهایی در شناسایی آسیب‌های بالقوه و عوامل خطرزا

نیروهای برخوردی در ضمن فرود و تکرار این نیروها زمینه را برای آسیب ساختاری بافت نرم اطراف مفصل تسهیل می‌سازد (۸). بنابراین، درک عواملی که در توانایی بدن در جذب این نیروها مؤثرند، احتمالاً می‌تواند در پیشگیری از آسیب‌های اندام تحتانی و بهبود عملکرد بیومکانیکی مؤثر واقع شود (۹). در حین اجرای فعالیت‌های توأم با تحمل وزن (مانند فرود آمدن) اندام‌های تحتانی به مقدار زیادی مسئول توانایی بدن برای جذب شوک هنگام تماس پا با زمین و کاهش میزان بار هستند (۱۰). با توجه به مطالب ذکر شده و این موضوع که پا محل تقابل بدن با زمین است، انحرافات ساختاری اندام تحتانی، خصوصاً پا احتمال آسیب دیدگی را افزایش داده و ممکن است مانعی برای شرکت افراد در فعالیت‌های آتی گردد (۱۱). پژوهشگران دلایل مختلفی برای آسیب‌های اندام‌های تحتانی افراد با قوس کف پای طبیعی ذکر کرده‌اند که از جمله می‌توان به توزیع نامناسب فشار کف پایی و نیروی عکس‌العمل زمین در کف پا و برخی عوامل مکانیکی اشاره کرد (۱۲). با توجه به قوس طولی داخلی می‌توان پا را به صورت کف پای صاف، گود و یا نرمال طبقه بندی کرد (۱۳).

در کف پای صاف تماس غیرطبیعی کنار داخلی پا با سطح زمین در موقع تحمل وزن مشاهده می‌شود (۱۴)، کف پای صاف می‌تواند انعطاف پذیر - وضعیتی یا غیرقابل انعطاف باشد. نوع انعطاف پذیر کف پای صاف عللی همچون ضعف حرکتی و اختلالات عضلانی دارد (۱۵). نوع غیرقابل انعطاف کف پای صاف نادر است و عللی همچون مشکلات مادرزادی، بیماری‌های التهابی، صدمات، شکستگی‌ها را دارد. کف پای صاف می‌تواند باعث خستگی عضلانی، درد یا عدم تحمل وزن در هنگام ایستادن یا راه رفتن طولانی شود (۱۶). کف پای صاف با چرخش به بیرون قسمت قدامی و چرخش به داخل قسمت خلفی پا همراه است (۱۷). کف پای صاف از جمله تغییراتی به شمار می‌رود که ممکن است منجر به اختلال در کنترل پاسچر (۱۸)، اختلال در فشارهای وارده بر کف پا (۱۲)، بروز آسیب‌های مختلف اندام تحتانی (۱۲، ۱۹) و تغییر در تحرک پذیری مفاصل مچ پا و پا شود (۱۰).

ساختار قوس کف پا با کینماتیک و کینتیک خاصی در اندام تحتانی همراه است. تفاوت در این شاخص‌ها، ممکن است

شامل جذب شوک، پایداری مفصل و کاهش تنش خم کننده استخوان مورد استفاده قرار گیرد (۲۵). اکثر شاخص های کینتیکی هنگام فرودها پایایی خوبی دارند (۲۶). شاخص های کینتیکی که در اکثر مطالعات به منظور شناسایی عوامل خطرزا مورد ارزیابی قرار می گیرند شامل: مولفه های نیروی عکس العمل، زمان رسیدن به مولفه های نیرو، نرخ بارگذاری (نرخ توسعه نیرو) و سطح زیر منحنی نیروهای عکس العمل (ایمپالس) می باشد. در میان این شاخص ها، نیروهای عکس العمل زمین از اهمیت کلینیکی برخوردار است (۲۷). افزایش مقدار نرخ بارگذاری با خطر شکستگی، التهاب غلاف کف پا و درد کشکی-رانی در ارتباط است (۲۸). لذا مطالعه حاضر با هدف مقایسه نیروهای عکس العمل زمین هنگام فرود متقاطع در افراد مبتلا به کف پای صاف و افراد سالم انجام شد.

روش کار

در این مطالعه توصیفی-مقایسه ای جامعه آماری شامل دانشجویان مرد غیر ورزشکار مقاطع کارشناسی دانشگاه آزاد همدان بودند. بر اساس غربالگری انجام شده ۲۴ مرد نمونه (۱۲ تن برای هر گروه) انتخاب شدند (۲۹) و این تعداد نمونه با استفاده از نرم افزار جی پاور با توان آماری ۰/۶، اندازه اثر ۰/۹ و سطح آلفا ۰/۰۵ (برای آزمون t مستقل) و با روش نمونه گیری در دسترس، پس از کسب رضایت نامه آگاهانه، از نظر داشتن یا نداشتن کف پای صاف غربالگری شدند. معیار ورود به پژوهش آزمودنی ها وجود کف پای صاف یا طبیعی بودن قوس کف پا بر اساس شاخص ارتفاع قوس کف پا بود. آزمودنی ها شامل ۱۲ دانشجوی مرد سالم غیرورزشکار (سن: $23/47 \pm 5/63$ ؛ قد: $177/87 \pm 3/17$ ؛ وزن: $71/31 \pm 13/61$ و 12 دانشجوی مرد مبتلا به کف پای صاف غیرورزشکار (سن: $24/67 \pm 4/45$ ؛ قد: $178/66 \pm 5/64$ ؛ وزن: $76/62 \pm 11/27$ بودند که به صورت هدفمند انتخاب و با هم مقایسه شدند (۳۰).

سایر معیارهای ورود به این پژوهش عبارتند از: جنسیت مرد، غیرورزشکار بودن، عدم ابتلا به سایر ناهنجاری های اسکلتی-عضلانی اندام تحتانی همچون زانوی پرانتزی، کف پای گود و زانوی عقب رفته، عدم 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، عدم سابقه استفاده از هر نوع کفی یا کفش طبی، نداشتن بیماری های مربوط به اعصاب پیرامونی از شرایط عمومی آزمودنی ها بود. این اطلاعات از طریق ارزیابی اولیه، غربالگری بصری، همچنین "پرسشنامه سلامت عمومی" (General Health Questionnaire) و نیز به صورت شفاهی از آزمودنی ها دریافت شد (۳۱). از شرایط اختصاصی ورود به این مطالعه این بود که افرادی که پای برترشان پای راست بود انتخاب گردیدند و برای تقسیم بندی آزمودنی ها در گروه های نرمال و دچار صافی کف پا از روش ارزیابی ساختار پا توسط Williams و همکاران (۱۱) استفاده شد. همچنین روایی و پایایی شاخص ارتفاع قوس پا در پژوهش شریف مرادی و عزیز (۳۲) نیز مورد تایید قرار گرفته است. بدین ترتیب که برای محاسبه شاخص ارتفاع قوس با استفاده از خطکش، فاصله روی پا از سطح زمین در وسط طول (نقطه میانی فاصله پشت پاشنه تا نوک انگشت شست) تقسیم بر طول بریده شده پا) از پاشنه تا سر اولین مفصل کف پای) $AHI=(DORS)/TFL$ محاسبه شد. در این مقیاس، شاخص به دست آمده اگر بین اعداد $0/275$ و $0/356$ قرار داشته باشد ساختار پای فرد نرمال تلقی و اگر کمتر از $0/275$ باشد کف پای فرد صاف می باشد (۳۰). افراد مبتلا به کف پای صاف دارای کف پای انعطاف پذیر بودند. برای تشخیص این نوع ساختار از فرد خواسته شد که در حالت تحمل وزن بایستد و اگر در حالت تحمل وزن قوس طولی داخلی پا وجود نداشته باشد اما با ایستادن روی نوک پنجه پا قوس ظاهر گردد صافی کف پا از نوع انعطاف پذیر است (۳۳). جرم بدن و قد به ترتیب با استفاده از دستگاه صفحه نیروسنج (Force Plate) مدل $5233A2$ (600×400 میلی متر) ساخت کمپانی کیستلر کشور سوئیس و قدسنج AMTI اندازه گیری شد. روایی و پایایی این تجهیزات نیز در پژوهش Chang و همکاران (۳۳) مورد تایید قرار گرفته است. جهت کنترل ارتفاع فرود از سیستم تحلیل حرکتی وایکان شامل ۴ دوربین پرسرعت مادون قرمز سری تی استفاده گردید. این دوربین ها مارک های نصب شده بر روی بدن با مدل پلاگین گیت اندام تحتانی را شناسایی کرده و اطلاعات را جمع آوری می کنند. برای اندازه گیری نیروهای عکس العمل

(نرخ توسعه نیرو) نرمالسازی شده بصورت زیر محاسبه گردید (۲۴).

$$\text{Loading rate} = \left[\frac{\text{peak Fz(N)/body wight (N)}}{\text{time to peak Fz}} \right]$$

اندازه گیری و ارزیابی ها در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان و با همکاری کارشناس آزمایشگاه انجام گرفت. سپس شاخص های کینتیکی فرود با کمک نرم افزارهای وایکان نکسوس و پلیگان استخراج و محاسبه گردیدند.

جهت بررسی نرمال بودن داده ها و امکان استفاده از آزمون های پارمتریک، از آزمون شاپیروویلیک استفاده شد. اعداد پرت، پس از شناسایی، از تحلیل آماری کنار گذاشته شدند. تحلیل داده ها با استفاده از روش آماری t دو گروه مستقل در نرم افزار اس پی اس اس نسخه ۲۳ و سطح معناداری (P<۰/۰۵) صورت گرفت.

یافته ها

(جدول ۱) متغیرهای جمعیت شناختی (سن، قد، وزن) آزمودنی ها را نشان می دهد. نتایج آزمون شاپیروویلیک نشان داد که توزیع اکثر متغیرهای ذکر شده در (جدول ۱) شامل سن، قد و جرم آزمودنی ها نرمال بود. همچنین همگن بودن واریانس ها با آزمون لون سنجیده شد. تفاوت معناداری در قد، وزن و سن بین گروه ها مشاهده نگردید (P≥۰/۰۵).

جدول ۱: ویژگی های جمعیت شناختی آزمودنی های شرکت کننده

متغیرها	گروه کف پای صاف	گروه سالم	P
سن (سال)	۲۴/۶۷±۴/۴۵	۲۳/۴۷±۵/۶۳	۰/۵۴۲
قد (سانتی متر)	۱۷۶/۱۲±۵/۶۴	۱۷۸/۶۶±۳/۸۷	۰/۲۲۲
جرم (نیوتون)	۷۶۵/۶۲±۱۱/۲۷	۷۱۴/۳۱±۱۳/۶۱	۰/۱۱۶

تماس پنجه پا با زمین (FZ2) (۲۸/۸۵ درصد، P=۰/۰۲۷) و حداکثر نیروی عمودی عکس العمل در تماس پاشنه پا زمین (FZ3) (۱۶/۸۰ درصد، P=۰/۰۰۶) در افراد مبتلا به کف پای صاف داشت.

زمین هنگام فرود از صفحه نیرو کیستلر (۴۰۰*۶۰۰ میلی متر) با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. داده های کینتیکی با استفاده از فیلتر پایین گذر باترورث با برش فرکانس ۲۰ هرتز هموار گردیدند. همه مولفه های نیروی عکس العمل زمین به وزن و درصدی از وزن نرمال سازی گردیدند. مولفه های نیروی عکس العمل در جهت عمودی (Vertical Ground Reaction Force)، زمان رسیدن به مولفه های نیروی عکس العمل و نرخ بارگذاری (نرخ توسعه نیرو) هنگام فرود محاسبه گردیدند. پس از واسنجی دوربین ها، صفحه نیرو و نصب مارکرها از هر آزمودنی ۷ کوشش در تکلیف حرکتی فرود از یک سکو به ارتفاع ۳۰ سانتی متری گرفته و میانگین ۶ بار تکرار برای محاسبات آماری در نظر گرفته شد. به منظور انجام این آزمایش در هنگام فرود متقاطع روی یک پا (Single Leg Crossover) آزمودنی ها در حالی که دست های خود را بر روی سستیغ خاصه گذاشته روی پای غیر غالب با زاویه خم شدن زانویی ۹۰ درجه قرار گرفته، سپس با پای غالب روی صفحه نیرو فرود آمدند. پس از فرود آزمودنی ها این وضعیت را به مدت ۲۰ ثانیه حفظ می کردند. در مطالعات پای غالب بصورت پایی که فرد دو فرود از سه فرود را با آن انجام می دهد، تعریف می گردد.

مولفه های نیروی عکس العمل هنگام فرود در جهت عمودی شامل دو اوج (قله) و دو قعر (دره) بودند (۴،۳۴). نرخ بارگذاری (نرخ توسعه نیرو) بصورت حداکثر نیروی ثبت شده عکس العمل زمین بر زمان رسیدن به آن در سه جهت (X,Y,Z) هنگام فرود تعریف می گردد. نرخ بارگذاری

مقایسه نتایج مولفه های نیروی عکس العمل نرمال شده در حداکثر نیروی عمودی عکس العمل در تماس پنجه پا با زمین (FZ1) هنگام فرود بین افراد مبتلا به کف پای صاف و سالم حاکی از میانگین پایین تر (۳۳/۵۶ درصد، P=۰/۰۲۳)، حداقل نیروی عمودی عکس العمل (دره) در

جدول ۲: مقایسه نیروی عمودی عکس العمل زمین (Z) در مراحل مختلف فرود بین افراد سالم و افراد مبتلا به کف پای صاف (نرمالسازی شده بر حسب درصدی از وزن بدن)

نیروی عمودی عکس العمل	مؤلفه های نیروی عکس العمل	آزمون لون	سالم	مبتلا به کف پای صاف	میزان T	p-value
FZ	FZ1	۰/۴۳۶	۱۴۴/۱۸±۵۳/۰۲۹	۹۵/۷۸ ± ۴۴/۷۳	۲/۴۳۱	*۰/۰۲۳
	FZ2	۰/۰۱۲	۱۰۰/۱۷±۳۰/۹۷	۷۱/۲۷ ± ۱۹/۶۱	۲/۵۲۸	*۰/۰۲۷
	FZ3	۰/۱۳۱	۴۵۵/۸۵±۸۱/۸۹	۳۷۹/۲۴ ± ۴۵/۸۶	۳/۰۲۱	*۰/۰۰۶
	FZ4	۰/۸۹۲	۲۰۲/۱۷±۱۹/۹۰	۲۰۰/۱۴ ± ۲۲/۴۲	۰/۲۲۶	۰/۸۲۳

العمل در تماس پاشنه با زمین (FZ4) نرمال شده بین دو گروه داشت ($P > 0.05$) (جدول ۲). مقایسه نتایج زمان رسیدن به مؤلفه های عمودی نیروی عکس العمل در زمان رسیدن به حداقل نیروی عمودی عکس العمل (دره) در تماس پنجه پا با زمین (TFZ2) هنگام فرود بین افراد مبتلا به کف پای صاف و سالم حاکی از میانگین پایین تر (۲۱/۴۲ درصد، $P = 0.022$) در افراد مبتلا به کف پای صاف یا به عبارتی زمان طولانی تر این مؤلفه ها در افراد سالم داشت.

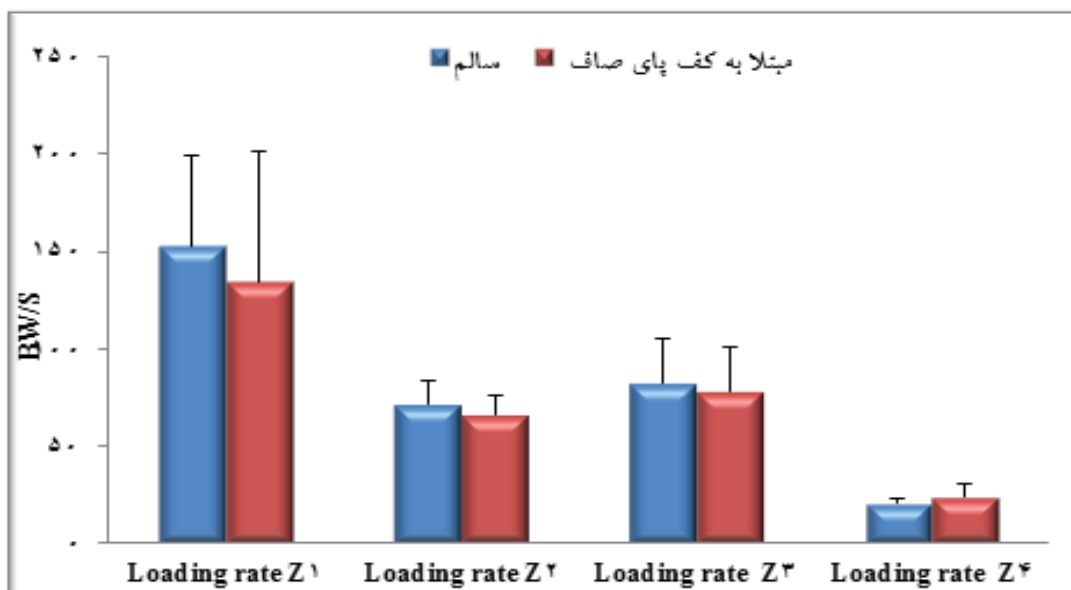
FZ1: حداکثر نیروی عمودی عکس العمل در تماس پنجه پا با زمین، FZ2: حداقل نیروی عمودی عکس العمل (دره) در تماس پنجه پا با زمین، FZ3: حداکثر نیروی عمودی عکس العمل در تماس پاشنه با زمین، FZ4: حداقل نیروی عمودی عکس العمل در تماس پاشنه با زمین، * نشان دهنده اختلاف معنی دار می باشد ($P < 0.05$). مقایسه نتایج مؤلفه های نیروهای عکس العمل هنگام فرود بین افراد مبتلا به کف پای صاف و سالم حاکی از عدم تفاوت معنی دار در مؤلفه حداقل نیروی عمودی عکس

جدول ۳: مقایسه زمان رسیدن به مؤلفه های نیروی عمودی عکس العمل زمین (Z) در مراحل مختلف فرود بین افراد سالم و افراد مبتلا به کف پای صاف (بر حسب ثانیه)

زمان رسیدن به مؤلفه های نیروی عکس العمل	زمان رسیدن به مؤلفه های نیروی عکس العمل	آزمون لون	سالم	مبتلا به کف پای صاف	میزان T	p-value
TFz	TFZ1	۰/۸۲۲	۰/۰۹۸±۰/۰۰۲۶	۰/۰۸۳±۰/۰۰۳۴	۱/۱۶۶	۰/۲۵۶
	TFZ2	۰/۸۷۷	۰/۰۱۴±۰/۰۰۰۳	۰/۰۱۱±۰/۰۰۲۹	۲/۴۵۶	*۰/۰۲۲
	TFZ3	۰/۸۳۱	۰/۰۵۹±۰/۰۰۱۱	۰/۰۵۲±۰/۰۰۱۰	۱/۶۲۶	۰/۱۱۸
	TFZ4	۰/۰۵۷	۰/۱۰۶±۰/۰۰۲۲	۰/۱۰۰±۰/۰۰۳۵	۰/۴۵۶	۰/۶۵۲

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 معنی دار می باشد ($P < 0.05$). مقایسه نتایج زمان رسیدن به مؤلفه های عمودی نیروی عکس العمل هنگام فرود بین افراد مبتلا به کف پای صاف و سالم حاکی از عدم تفاوت معنی دار در سایر مؤلفه های عمودی نرمال شده بین دو گروه داشت ($P > 0.05$) (جدول ۳).

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 معنی دار می باشد



نمودار ۱: مقایسه میانگین نرخ بارگذاری (نرخ توسعه نیروی عمودی عکس العمل زمین) محور Z هنگام فرود بین افراد سالم و افراد مبتلا به کف پای صاف (نرمالسازی شده به وزن بدن)

عضلات و مفاصل در قسمت‌های مختلف اندام تحتانی می باشد (۳۸). هنگام فرود در لحظه تماس پا با زمین، تبادل انرژی و اندازه حرکت از لحظه برخورد نسبت به قبل از آن تغییر کرده و موج شوک به بدن انتقال می‌یابد (۳۹). این موج می‌تواند منجر به شلی مفصلی، شکستگی و بیماری‌های تخریب کننده مفصلی نظیر ساییدگی مفصل شود (۴۰). در برخی از افراد مشاهده شده که قبل از برخورد پا با زمین، سرعت پا را کاهش می دهند در حالی که به نظر می رسد بعضی دیگر اجازه می دهند زمین پای آن ها را متوقف کند. همچنین فرض است که وضعیت مناسب زانو و مچ قبل از برخورد پا با زمین به پخش کردن بار و کاهش فشار روی مفصل کمک می کند (۴۱). با توجه به دلایل ذکر شده انجام مکانیسم‌های بالا به یک سیستم عضلانی سالم برای کنترل نیاز دارند (۴۲). لذا می توان گفت افراد مبتلا به کف پای صاف در معرض عوامل خطر ذکر شده احتمالی می باشند.

نتایج این پژوهش نشان داد گروه کف پای صاف نسبت به گروه سالم نیروی عکس العمل عمودی کمتری در لحظه تماس پا در فاز FZ1,2,3 دارند. مطالعات گذشته نشان داده اند یکی از مهمترین نیروهای وارد شده بر بدن هنگام فرود، نیروی عمودی عکس العمل زمین است که از بزرگی این نیرو به عنوان یک عامل خطرزا برای بروز آسیب در مفاصل مچ، زانو و ران یاد شده است (۴۳). نتایج این پژوهش با نتایج رضی و همکاران (۴۴) همسو،

مقایسه نتایج نرخ بارگذاری (نرخ توسعه نیرو) مؤلفه‌های عمودی نیروی عکس العمل هنگام فرود بین افراد مبتلا به کف پای صاف و سالم حاکی از عدم تفاوت معنا دار مؤلفه های این پارامتر بین دو گروه داشت ($P < 0.05$) (نمودار ۱).

بحث

هدف از مطالعه حاضر مقایسه شاخص‌های نیروی عکس العمل زمین هنگام فرود در بین افراد مبتلا به کف پای صاف و گروه کف پای سالم است. نتایج نشان دادند که افراد مبتلا به کف پای صاف مؤلفه‌های عمودی نیروی عکس العمل کمتری (FZ1,2,3) هنگام فرود در مقایسه با افراد سالم دارند. همچنین افراد مبتلا به عارضه کف پای صاف زمان رسیدن به حداقل نیروی عمودی عکس العمل (دره) در تماس پنجه پا با زمین (TFZ2) سریع‌تری دارند. نتایج این پژوهش با نتایج Barbieri و همکاران (۳۵) و زاهدی و همکاران (۳۶) همسو ولیکن با نتایج Gehring و همکاران (۳۷) ناهمسو بود، که از جمله دلایل تفاوت در نتایج را می‌توان نوع روش و ارتفاع فرود انجام گرفته در نظر گرفت.

با توجه به اینکه در مطالعه حاضر سطحی که بر روی آن فرود انجام گرفته برای هر دو گروه یکسان در نظر گرفته شده است می توان بیان کرد علت تفاوت در شاخص‌های نیروی عکس العمل زمین در نتیجه اختلال در عملکرد

از جمله عوامل مهم باشد (۵۲). از آنجا که بیشترین نیروی عمودی عکس العمل در زمان تماس پاشنه پا به زمین ایجاد شده است به نظر می رسد بار بیشتری به مفاصل اندام تحتانی مانند مینیسکها و لیگامنت‌های زانو به خصوص در قسمت رباط متقاطع قدامی وارد می آید و خطر آسیب را بالاتر می‌برد (۵۳).

نتایج این مطالعه نشان داد TFZ2 زمان رسیدن به حداقل نیروی عمودی عکس العمل (دره) در تماس پنجه پا با زمین، در افراد دارای کف پای صاف نسبت به گروه سالم دارای میانگین پایین‌تری بوده و اعمال بار روی مفاصل در زمان سریع‌تری صورت می‌گیرد که با نتایج Kulin و همکاران (۴۸) همخوانی داشت و با نتایج عباسی و همکاران (۵۴) همخوانی نداشت و از جمله تفاوت‌های موجود بین دو پژوهش را می‌توان به نوع حرکت انجام گرفته اشاره کرد. از جمله دلایل توجیهی نتیجه بدست آمده از پژوهش حاضر را می‌توان به چرخش به داخل اضافی در مفصل ساب تالار نسبت داد که این عوامل به عنوان یک عامل خطر زا در افزایش احتمال شکستگی استخوان‌های ۱-۳ کف پا و پیچ‌خوردگی مچ پا در نظر گرفته می شود.

دو عامل اصلی در محاسبه نرخ بارگذاری (نرخ توسعه نیرو) شامل حداکثر نیروی عکس العمل زمین و زمان رسیدن به آن نیرو می باشد. اگر میزان نیروی عکس العمل زمین زیاد باشد و زمان رسیدن به آن نیز زیاد باشد نرخ بارگذاری افزایش پیدا نمی کند و اما اگر زمان رسیدن به آن کاهش یابد باعث افزایش نرخ بارگذاری می شود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد بعلت متاثر بودن این پارامتر از نیرو و زمان، بین دو گروه در میزان نرخ بارگذاری اختلاف معناداری وجود ندارد و بهتر است در مطالعات آتی بررسی سطح زیر منحنی های نیرو (ایمپالس) بعنوان پارامتری مهم و جایگزین به صورت تخصصی‌تر مورد ارزیابی قرار گیرد.

نتیجه‌گیری

افراد مبتلا به کف پای صاف میزان نیروی عکس العمل عمودی کمتر و زمان رسیدن به نیروی عکس العمل سریعتری نسبت به افراد سالم داشتند و چون این عوامل به عنوان یک عامل خطر زا در افزایش احتمال شکستگی استخوان‌های ۱-۳ کف پا و در رفتگی مچ پا در نظر گرفته می شوند لذا پیشنهاد می شود راهکارهای پیشگیری از این عوامل خطر در فعالیت و بازتوانی آموزش داده شود. از

ولیکن با نتایج Kruger و همکاران (۴۵) همخوانی نداشت و از دلایل این عدم همخوانی می توان به سن و جنس متفاوت آزمودنی‌ها در دو پژوهش اشاره کرد. ضعف موجود در عضلات نگهدارنده قوس کف پا به خصوص عضلات دو قلو و نعلی در افراد کف پای صاف از جمله عوامل توجیهی است که با تغییر در دامنه‌های حرکتی مفاصل منجر به ایجاد تغییراتی در نیروهای عکس‌العمل زمین این افراد شده و باعث کاهش این متغیر می‌شود (۴۶). با توجه به شواهد موجود گذشته در مطالعات هرچه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بیشتر باشد احتمال آسیب وارده به مفاصل نیز بیشتر می باشد با توجه به این مورد این افراد نسبت به گروه سالم کمتر در معرض خطر آسیب هستند اما خواه ناخواه تغییرات رخ داده در قسمت مچ و اتکا بیشتر به مفصل ساب تالار و میدتارسال باعث می‌شود میزان تعادل در این افراد ضعیف‌تر باشد (۴۷) و همچنان احتمال آسیب در این افراد حفظ شود (۴۸). نتایج این مطالعه با نتایج مطالعه Wang و همکاران (۴۹) که از کاهش نیروی عکس‌العمل زمین در فرودهای نرم سخن گفته بودند همخوانی داشت. همچنین نتایج این پژوهش با نتایج مطالعه دانشمندی و قرخوانلو (۴۷) همسو بود، در آن مطالعه میزان نیروهای عکس‌العمل افزایش پیدا کرده است که از جمله دلایل تفاوت در نتایج را می‌توان در نوع تکلیف حرکتی و ارتفاع فرود ذکر کرد. پژوهش‌های قبلی نشان داده اند که افزایش نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین باعث افزایش نیروی کمپرسی بر روی مفاصل اندام تحتانی به خصوص در قسمت مچ و زانو می‌شود. به عنوان مثال به گفته Post و همکاران (۵۰) عوامل بروز اختلالات اسکلتی - عضلانی در زانو را می‌توان در اختلالات مچ پای که تأثیرگذار بر اجزای بالاتر زنجیره حرکتی که شامل زانو و ران است جستجو کرد، که این موضوع سیکل منظمی که در زنجیره بسته (هنگام بودن پا بر روی زمین) و در زنجیره حرکتی باز (زمانی که پا روی زمین نیست و از یک طرف جایگاه ثابتی ندارد) را دچار اختلال و به ناچار استفاده از مکانیسم‌های جبرانی می‌کند. ساختار و عملکرد مچ پا و پا به هنگام جذب نیرو و اعمال فشار، تأثیر زیادی بر روی بخش‌های بالاتر اندام تحتانی دارند (۵۱)، و اولین اجزایی هستند که جذب نیرو را انجام می‌دهند (۷). از آنجا که بافت‌های مختلف بدن انسان‌ها دارای خاصیت لزجت و کشسانی می‌باشند، زمان اعمال نیرو در آشکار شدن آسیبه‌ها به خصوص در اندام تحتانی می‌تواند

کد شناسایی IR.UMSHA.REC.1396.655 تصویب گردید. نویسندگان این مقاله تشکر صمیمانه خود را به خاطر همکاری افراد مبتلا به کف پای صاف اظهار می نمایند.

تعارض منافع

مولفان اعلان می دارند هیچگونه تعارض منافی ندارند و مقاله توسط نویسندگان خوانده شده و مورد قبول قرار گرفته است.

References

1. Mavidrou A, Ansell B, Klenerman L. Conservative management of the hindfoot in juvenile chronic arthritis. *The Foot*. 1991;1(3):139-43. [https://doi.org/10.1016/0958-2592\(91\)90024-6](https://doi.org/10.1016/0958-2592(91)90024-6)
2. Wright WG, Ivanenko YP, Gurfinkel VS. Foot anatomy specialization for postural sensation and control. *Journal of Neurophysiology*. 2011;107(5):1513-21. <https://doi.org/10.1152/jn.00256.2011> PMID:22157121 PMCID:PMC3311689
3. Aminian G, Safaeepour Z, Farhoodi M, Pezeshk AF, Saeedi H, Majddoleslam B. [The effect of prefabricated and proprioceptive foot orthoses on plantar pressure distribution in patients with flexible flatfoot during walking]. *Prosthetics and Orthotics International*. 2013;37(3):227-32. <https://doi.org/10.1177/0309364612461167> PMID:23085538
4. Dufek JS, Bates BT. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports Medicine*. 1991;12(5):326-37. <https://doi.org/10.2165/00007256-199112050-00005> PMID:1763250
5. Ali N, Robertson DGE, Rouhi G. Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: Implications for risk of non-contact ACL injury. *The Knee*. 2014;21(1):38-46. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2012.12.003> PMID:23274067
6. Pappas E, Hagins M, Sheikhzadeh A, Nordin M, Rose D. Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: Gender differences. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2007;17(4):263-8. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e31811f415b>

جمله محدودیت‌های این پژوهش کنترل الگوی ضربه پا به زمین هنگام انجام حرکت فرود بود که در این پژوهش ضربه پاشنه ملاک قرار گرفته و سایر الگوهایی مانند فرود آمدن با کف پا یا پنجه پا مورد بررسی قرار نگرفته است.

سیاسگزاری

این مقاله بخشی از رساله کارشناسی ارشد آقای محمدرضا جهانی به راهنمایی آقای دکتر علی جلالوند می باشد که در کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی همدان با

PMid:17620779

7. McNair PJ, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: Effect of instruction. *British Journal of Sports Medicine*. 2000;34(4):293-6. <https://doi.org/10.1136/bjism.34.4.293> PMID:10953904 PMCID:PMC1724204
8. Hong-Wen Wul K-HL, Linl Y-H, Yi-Hsuan Chenl H-CH. Biomechanics of ankle joint during landing in counter movement jump and straddle jump. Department of Sports Medicine. China Medical University. 2009; IEEE 35th Annual Northeast Bioengineering Conference. <https://doi.org/10.1109/NEBC.2009.4967733>
9. 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.
10. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clinical Biomechanics*. 2004; 19 (4): 391-397. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.12.010> PMID:15109760
11. Williams III DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *Journal of Applied Biomechanics*. 2001;17(2):153-63. <https://doi.org/10.1123/jab.17.2.153>
12. Williams Iii DS, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics*. 2001;16(4):341-347. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00005-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00005-5)
13. Magee DJ. *Orthopedic Physical Assessment-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2014.

14. Herring JA. Tachdjian's Pediatric Orthopaedics E-Book: From the Texas Scottish Rite Hospital for Children: Elsevier Health Sciences; 2013.
15. Weinstein SL, Buckwalter JA. Turek's Orthopaedics: Principles and Their Application: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.
16. Amigo M. Pregnancy Loss in Systemic Lupus Erythematosus. Klippel JH & Dieppe PA Rheumatology 2nd edition London, Mosby. 1998:7-8.20.
17. Sadeghi E, Azadinia F. [Incidence of flat foot deformity among 7-14 year-old students in Isfahan]. Journal of Medical Council of I.R.I.? 2011; 29(2):142-149.
18. Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences. 2005;60(12):1546-52. <https://doi.org/10.1093/gerona/60.12.1546> PMID:16424286
19. Dahle LK, Mueller M, Delitto A, Diamond JE. Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1991; 14 (2): 70-74. <https://doi.org/10.2519/jospt.1991.14.2.70> PMID:18796826
20. Willems TM, Witvrouw E, De Cock A, De Clercq D. Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running. Medicine and Science in Sports and Exercise. 2007; 39 (2): 330. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000247001.94470.21> PMID:17277598
21. 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. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.10.010> PMID:21439665
22. Nejishima 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:S743. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(07\)70731-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(07)70731-5)
23. Schmitz RJ, Kulas AS, Perrin DH, Riemann BL, Shultz SJ. Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. Clinical Biomechanics. 2007; 22(6):681-8. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.03.001> PMID:17499896
24. Ortega DR, Bies ECR, de la Rosa FJB. Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a countermovement jump. Journal of Sports Science & Medicine. 2010;9(2):282.
25. Madigan ML, Pidcoe PE. Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2003; 13 (5): 491-8. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00037-3](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00037-3)
26. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Reliability of landing 3D motion analysis: implications for longitudinal analyses. Medicine and Science in Sports and Exercise. 2007;39(11):2021-2028. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318149332d> PMID:17986911
27. 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. Volume 2014; 10(11):6-12. Article ID 126860, 10 pages <http://dx.doi.org/10.1155/2014/126860> <https://doi.org/10.1155/2014/126860> PMID:25243113 PMCID:PMC4160626
28. Samaan CD, Rainbow MJ, Davis IS. Reduction in ground reaction force variables with instructed barefoot running. Journal of Sport and Health Science. 2014;3(2):143-51. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.006>
29. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behavior Research Methods. 2007; 39 (2):175-91. <https://doi.org/10.3758/BF03193146> PMID:17695343
30. Williams DS, McClay IS. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: Reliability and validity. Physical Therapy. 2000; 80 (9):864-871. <https://doi.org/10.1093/ptj/80.9.864>
31. Utian WH, Archer DF, Bachmann GA, Gallagher C, Grodstein F, Heiman JR, et al. Estrogen and progestogen use in postmenopausal women: July 2008 position statement of The North American Menopause Society. Menopause (New York, NY). 2008; 15 (4 Pt 1):584-602. <https://doi.org/10.1097/gme.0b013e31817b076a>

- PMid:18580541 PMCID:PMC2756246
32. Sharifmoradi K, Azizi S. [Effect of Fatigue on Spatiotemporal and Moment Variables during Walking in Flatfeet]. *J Rehab Med* 2018; 7(3):183-189
 33. Chang JS, Kwon YH, Kim CS, Ahn S-H, Park SH. Differences of ground reaction forces and kinematics of lower extremity according to landing height between flat and normal feet. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2012; 25 (1):21-26. <https://doi.org/10.3233/BMR-2012-0306> PMid:22398263
 34. 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):579-588. <https://doi.org/10.1177/0954411912447021> PMid:23057231
 35. 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):702-707. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.03.006> PMid:23557595
 36. Zahedi M, Daneshjoo A, Sahebozamani M, Sadeghi-Gogheri M. [Comparison of the effects of hopping and box jump training on the proprioception in males with anterior cruciate ligament reconstruction]. *J Rehab Med*. 2018;7(3):1-9.
 37. Gehring D, Melnyk M, Gollhofer A. Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clinical Biomechanics*. 2009;24(1):82-87. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.07.005> PMid:18977566
 38. Kijowski R, Sanogo ML, Lee KS, Muñoz del Río A, McGuine TA, Baer GS, et al. Short-term clinical importance of osseous injuries diagnosed at MR imaging in patients with anterior cruciate ligament tear. *Radiology*. 2012; 264 (2):531-541. <https://doi.org/10.1148/radiol.12112171> PMid:22692033
 39. 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):509-513. <https://doi.org/10.1016/j.math.2007.06.004> PMid:17910932
 40. 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):691-697. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1912-5> PMid:21769443 PMCID:PMC3326121
 41. Seay JF, Van Emmerik RE, Hamill J. Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. *Clinical Biomechanics*. 2011;26(6):572-578. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.11.012> PMid:21536356
 42. Damavandi M, Dixon PC, Pearsall DJ. Ground reaction force adaptations during cross-slope walking and running. *Human Movement Science*. 2012; 31 (1):182-189. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.004> PMid:21840076
 43. 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. October 26, 2016. University in Windsor, Ontario, Canada. Master Thesis.
 44. 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]. *Journal of Rehab Med* 2018;7(1):225-235.
 45. Kruger KM, Graf A, Flanagan A, McHenry BD, Altiok H, Smith PA, et al. Segmental foot and ankle kinematic differences between rectus, planus, and cavus foot types. *Journal of Biomechanics*. 2019; 94 (20): 180-186. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.07.032> PMid:31420153
 46. Neumann D. *Neumann Kinesiology of the Musculoskeletal system: Foundations for Rehabilitation*. Mosby; 2009.
 47. Daneshmandi H AM, Gharekhanloo R. [Corrective Exercise & Therapy]. Tehran: Samt Publication. 2004:p. 87-118.
 48. Kulin RM, Jiang F, Vecchio KS. Effects of age and loading rate on equine cortical bone failure. *Journal of the Mechanical Behavior*

- of Biomedical Materials. 2011; 4 (1): 57-75.
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2010.09.006>
PMid:21094480
49. 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):7-12.
50. Post WR, Teitge R, Amis A. Patellofemoral malalignment: looking beyond the viewbox. Clinics in Sports Medicine. 2002; 21 (3): 521-546.
[https://doi.org/10.1016/S0278-5919\(02\)00011-X](https://doi.org/10.1016/S0278-5919(02)00011-X)
51. De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. Journal of Biomechanics. 1996; 29 (9):1223-30.
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00178-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00178-6)
52. Simpson KJ, Yom JP, Fu Y-C, Arnett SW, O'Rourke S, Brown CN. Does wearing a prophylactic ankle brace during drop landings affect lower extremity kinematics and ground reaction forces. Journal of Applied Biomechanics. 2013; 29 (2):205-213.
<https://doi.org/10.1123/jab.29.2.205>
PMid:22813644
53. Gokeler A, Hof A, Arnold M, Dijkstra P, Postema K, Otten E. Abnormal landing strategies after ACL reconstruction. Scandinavian journal of Medicine & Science in Sports. 2010; 20(1):e12-e9.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2008.00873.x>
PMid:19210671
54. 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 (4): 83-91.