



Ground Reaction Forces during Running in Flatfoot Population Compared with Healthy Controls

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Jahani M.R.¹ MSc,
Jalalvand A.*¹ PhD,
Hosseini Y.² PhD
Azadmanesh K.*¹ PhD,

How to cite this article

Reza Jahani M.R, Jalalvand A, Hosseini Y. Ground Reaction Forces during Running in Flatfoot Population Compared with Healthy Controls. Pathobiology Research. 2020;23(3):143-148.

¹Department of Physical Education and Sport Science, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamdan, Iran

²Department of Physical Education and Sport Science, Faculty of Human Science, University of Malayer, Hamedan, Iran

*Correspondence

Address: Department of Physical Education and Sport Science, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamdan, Iran. Postal code: 65181-15743

Phone: -

Fax: +98 (81) 384494005
jalalvand_ali@yahoo.com

Article History

Received: January 19, 2020

Accepted: August 12, 2020

ePublished: September 20, 2020

ABSTRACT

Aims Flatfoot is one of the common complications in individuals. The study of ground reaction forces (GRF) in different activities has clinical importance. Therefore, the aim of the present study was to analyze the GRF during running in individuals with flatfoot compared with healthy subjects.

Materials & Methods 12 healthy men and 12 male patients with flatfoot participated in this study. By two force plates (1000Hz), GFR components during the stance phase of running were measured. Independent t-test was used to investigate differences between groups. The significance level was $p \leq 0.05$.

Findings The results showed that there is a significant difference between the two groups in ground reaction force of F_{x1} ($p = 0.001$), F_{x3} ($p = 0.03$), F_{y1} ($p = 0.001$), F_{z1} ($p = 0.03$), F_{z3} ($p = 0.01$), and the mean difference between these components was lower in the group of flatfeet compared to the healthy group.

Conclusion Reducing some of the surface reaction force components in flatfoot individuals may be affected by the range of motion and torque of different anti-gravity muscles or adopting a strategy of stiffening the knee in these individuals.

Keywords Flatfoot; Running; Ground Reaction Forces; Non-Athlete Men

CITATION LINKS

[1] Flatfoot prevalence and foot dimensions of 5-to 13-year-old children in ... [2] Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during ... [3] Valgus deformities of the feet and characteristics of gait in patients who have rheumatoid ... [4] Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for ... [5] Toe walking, flat feet and bow legs, in-toeing and ... [6] Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of ... [7] Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low ... [8] Combined effect of foot arch structure and an orthotic device on stress ... [9] Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a countermovement ... [10] Using ground reaction forces from gait analysis: Body mass as a weak ... [11] Insole effects on impact loading during ... [12] The effect of foot pronation on postural control of body and electrical activity of selected ankle muscles during ... [13] G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical ... [14] Age-related differences in foot structure and ... [15] Biomechanics and motor control of human ... [16] Step length and frequency effects on ground reaction forces during ... [17] Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during ... [18] Effects of varying amounts of pronation on the mediolateral ground reaction forces during barefoot versus shod ... [19] Joint structure and function: A comprehensive ... [20] Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance ... [21] Achilles tendinopathy: Some aspects of basic science and clinical ... [22] A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for lower leg overuse ... [23] Effects of arch height of the foot on ground reaction forces in ... [24] Anatomia funcional das cadeias ... [25] Effect of lower limb muscle fatigue on selected kinematics, kinetics, and muscle activity of the gait in active ... [26] Differences of ground reaction forces and kinematics of lower extremity according to landing height between flat and ... [27] Effect of functional fatigue on vertical ground-reaction force in individuals with ...

مقایسه نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام دویدن در افراد دارای کف پای صاف در مقایسه با افراد سالم

محمدرضا جهانی MSc

گروه بیومکانیک ورزشی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی همدان، ایران

علی جلالوند* PhD

گروه بیومکانیک ورزشی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی همدان، ایران

یاسین حسینی PhD

گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه ملایر، همدان، ایران

چکیده

اهداف: کف پای صاف یکی از عارضه‌های شایع در افراد است. بررسی نیروهای عکس‌العمل زمین در فعالیتهای مختلف از اهمیت کلینیکی برخوردار است. بنابراین هدف مطالعه حاضر بررسی مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام دویدن در افرادی با عارضه کف پای صاف در مقایسه با افراد سالم است. **مواد و روش‌ها:** ۱۲ مرد سالم و ۱۲ مرد مبتلا به کف پای صاف در این مطالعه شرکت کردند. با استفاده از دو صفحه نیرو (۱۰۰۰هرتز)، مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در فاز استقرار دویدن مورد ارزیابی قرار گرفتند. برای بررسی تفاوت‌های بین گروهی داده‌ها از آزمون تی مستقل با سطح معنی‌داری $p \leq 0.05$ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد بین گروه‌ها در مولفه‌های $Fx1$ ($p = 0.001$)، $Fx3$ ($p = 0.03$)، $Fy1$ ($p = 0.001$)، $Fz1$ ($p = 0.03$) و $Fz3$ ($p = 0.01$) اختلاف معنی‌داری وجود دارد و اختلاف میانگین‌ها حاکی از کم‌تر بودن این مولفه‌ها در گروه کف پای صاف نسبت به گروه سالم بوده است.

نتیجه‌گیری: کاهش برخی از مولفه‌های نیروی عکس‌العمل سطح در افراد کف پای صاف ممکن است متاثر از دامنه حرکتی و گشتاور عضلات ضدجاذبه متفاوت و یا اتخاذ استراتژی خشکی زانو در این افراد باشد.

کلیدواژه‌ها: کف پای صاف، دویدن، نیروهای عکس‌العمل زمین، مردان غیر ورزشکار

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۱۰/۲۹

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۰۵/۲۲

*نویسنده مسئول: jalalvand_ali@yahoo.com

مقدمه

صافی کف پا با کاهش قوس طولی داخلی پا همراه است. این عارضه در بین کودکان و بزرگسالان شایع است [1]. در افراد دارای کف پای صاف، هنگام تحمل وزن، پاشنه به سمت والگوس، قوس طولی کف پا صاف و جلوی پا به سمت آبداکشن می‌رود. قوس طولی کف پا با کشیده شدن هنگام تحمل وزن، نیرو را در خود ذخیره می‌کند و با آزادسازی این نیرو در فاز پوش‌آف به حرکت رو به جلوی بدن کمک می‌کند [2]. با کاهش قوس طولی کف پا و صاف شدن کف پا، ساختار استخوانی آن به هم می‌خورد و استخوان ناوی به زمین نزدیک می‌شود. این تغییرات منجر به کاهش جذب و انتقال نیرو در قوس طولی کف پا می‌شود [3]. علایم مرسوم کف پای صاف شامل التهاب نیام کف پای، شلی

رباط‌ها، خستگی سریع پاها، درد به هنگام تحت فشار قرارگرفتن و بی‌ثباتی قسمت داخلی ساختار پا است [4]. کف پای صاف منعطف فاقد علایم بالینی است. این نوع پا در بسیاری از نژادها و قوم‌ها رایج است، همچنین صافی کف پا می‌تواند با دیگر شرایط موروثی و شلی مفصل در ارتباط باشد. کف پای صاف به شکل غیر منعطف، یکی از یافته‌های پاتولوژیک است که در آن قوس داخلی پا هرگز ظاهر نمی‌شود، خواه فرد روی نوک انگشتان پای خود ایستاده باشد و یا انگشت شست پای خود را اکستنشن کرده باشد [5]. پاسچر پای انسان عموماً به وسیله راستای اسکلتی پا توصیف می‌شود، در حالی که ارتباط بین پاسچر تغییر یافته پا و آسیب‌دیدگی هنوز نامعلوم است و مطالعات زیادی بیان کرده‌اند که پاسچر پا روی کینماتیک و کینماتیک مفاصل اثر می‌گذارد [6]. گزارش شده است که افرادی که دارای پای با ارتفاع قوس کم هستند استرس فراکچرهای زیادی در متاتارسال‌ها و بافت نرم خود نشان می‌دهند و در حین فعالیت‌های مختلف مانند راه‌رفتن، دویدن و سایر موارد در قسمت ساق سفتی کمتر و بارگیری کمتری را تجربه می‌کنند و علت عمده این استرس و آسیب‌ها تغییر در کینماتیک اندام تحتانی، مکانیک تغییر یافته و تغییر جذب و انتقال شوک است [7]. نتایج تحقیق میگروم و همکاران [8] نشان داد که اختلاف ساختاری انواع پا سبب اختلاف معنی‌دار در نیروی عکس‌العمل زمین می‌شود. /ورتگا و همکاران به این نتایج دست یافتند که در حالت صافی کف پا استخوان‌های میدفوت تا درجات متفاوتی دچار نیمه‌دررفتگی می‌شوند، در حالی که لیگامان‌ها و کپسول مفصلی دچار کشیدگی می‌شوند و بیان داشتند در کف پای صاف تمایل شدیدی به وارد آمدن نیرو به پاشنه پا وجود دارد، در عین حال عمل پراکندگی شوک‌های وارده نیز حذف می‌شود [9]. نیروهای شدیدی که در هنگام تماس پاشنه پا با زمین اتفاق می‌افتند معمولاً به دلیل زمان کم جذب نمی‌شوند و با گذشت زمان باعث آسیب ساختاری می‌شوند. در افراد مختلف الگوی انتقال و جذب این نیروها ممکن است متفاوت باشد. اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین حین دویدن به‌عنوان معیاری برای شناسایی و یا طبقه‌بندی افراد براساس الگوی استفاده آنها از نیروها، در طول زمان مد نظر قرار گرفته است [10]. این نیروها از آنجا دارای اهمیت ویژه‌ای هستند که مقدار آنها تکرار شونده نیز است. افزایش و تکرار نیروهای ضربه‌ای در فاز ابتدایی دویدن دارای اثرات آسیب‌رسان روی سیستم عضلانی-اسکلتی است [11]. نتایج منتشلو و همکاران که به بررسی همزمان فعالیت الکتریکی عضلات در حین دویدن پرداخته بودند بیان داشت که متغیرهای کینتیکی به‌ویژه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین تغییرات محسوسی در افراد دارای چرخش خارجی مچ پا ندارند و در گزارش کار از عدم معنی‌داری این مولفه در گروه بیمار و سالم نام برد [12]. همچنین از بعد دیگری در پژوهش‌های مختلف بیان شده است که ناهنجاری‌های آناتومیکی می‌توانند موجب تغییر متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی مفاصل پا شوند که در نتیجه با بروز الگوی

یک شاخص به دست می‌آید. در این مورد برای شاخص به دست آمده مقیاسی تعیین شده است که براساس آن اعداد بین ۰/۲۴/۳۰- دارای پای نرمال هستند. هر چقدر میزان این نسبت کمتر باشد (NNHt \leq ۰/۲۴) کف پای شخص صاف‌تر و هر چه میزان این نسبت بیشتر باشد (NNHt \geq ۰/۳۰) کف پا گودتر است [14].

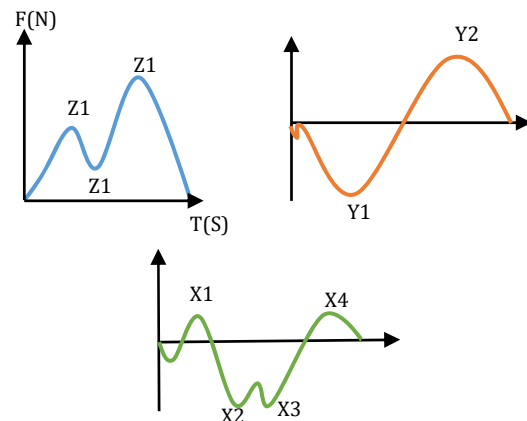
در این مطالعه افراد کف پای صاف شرکت‌کننده مبتلا به عارضه دوطرفه کف پای صاف بودند ولی ملاک ارزیابی و مقایسه پای غالب هر فرد و فقط در فاز استقرار دویدن (از لحظه تماس پاشنه تا میانه استانس و بلندشدن پاشنه تا بلندشدن انگشتان) بوده است. برای اندازه‌گیری نیروهای عکس‌العمل زمین، از دو صفحه نیروی کیستلر (۴۰۰×۶۰۰ میلی‌متر) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد و اطلاعات با استفاده از فیلتر پایین‌گذر با برش فرکانس ۱۰ هرتز جمع‌آوری شدند [15]. همه مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین به وزن بدن نرمال‌سازی شدند. مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در جهت‌های عمودی (FZ1, FZ2, FZ3)، قدامی-خلفی (Fy) و داخلی-خارجی (Fx) در سه صفحه ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال هنگام دویدن با کمک نرم‌افزارهای Vicon Nexus 1.8.5 محاسبه شدند. نیروهای عمودی عکس‌العمل سطح (FZ1, FZ2, FZ3) در حین فاز استقرار به سه جز شامل قله اول (Fz1)، قله دوم (Fz3) و در نهایت فرورفتگی بین دو قله که به نام دره (Fz2) تقسیم شدند. نیروی عکس‌العمل سطح در جهت قدامی-خلفی (Fy) نیز به دو جز شامل نیروی ترمز زننده عکس‌العمل سطح (FY1)، نیروی جلوبرنده عکس‌العمل سطح (FY2) تقسیم شد. نیروی عکس‌العمل سطح در جهت داخلی-خارجی (Fx1, Fx2, Fx3) و (Fx4) به چهار جز شامل لحظه تماس اولیه پاشنه (Fx1)، لحظه فوت‌فلت یا لحظه تماس بعد از پاشنه (Fx2)، لحظه میاداستنس یا تماس قسمت میانی پا (Fx3)، لحظه پوش‌آف یا از لحظه بلندشدن پاشنه تا بلندشدن پنجه پا (Fx4) تقسیم شد (شکل ۱). ابتدا به آزمودنی‌ها آموزش لازم برای انجام پروتکل مورد نظر داده شده و در حد فاصل ۶ متر مانده به صفحه نیرو بدون کفش و پوشش شروع به دویدن کردند. از هر فرد ۱۰ کوشش با سرعت کنترل‌شده [16] (به دلیل اثرگذاری پارامتر سرعت بر مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین) توسط مترنوم که به صورت ۱۷۰ گام در دقیقه بود [17] در مسیر مورد نظر شروع به دویدن کردند، میانگین ۵ بار تکرار صحیح برای محاسبات آماری در نظر گرفته شد. اطلاعات به دست آمده از Vicon به افزار Visual3D v6 اکسپورت و سپس اطلاعات مربوط به نیروهای عکس‌العمل زمین استخراج شد. سپس اطلاعات به دست آمده وارد اکسل و پس از میانگین‌گیری تریال‌ها داده‌های اصلی برای تجزیه و تحلیل آماری به SPSS 24.0 برای محاسبه نهایی وارد شد. به منظور بررسی نرمال بودن داده‌ها و امکان استفاده از آزمون‌های پارامتریک، از آزمون شاپیروویلیک استفاده شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از

متفاوت در حرکات همراه شود [13]. بررسی ادبیات تحقیقی حاکی از آن است که اطلاعات جامع و کاملی در مورد تغییرات پارامترهای کینتیکی همگام با صافی کف پا هنگام دویدن وجود ندارد. یکی از اهداف این مطالعه این است که چگونه و کدام یک از مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین تحت تاثیر صافی کف پا در افراد قرار می‌گیرد. بنابراین درک تغییراتی که در پارامترهای کینتیکی به خصوص نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام دویدن در مردان با کف پای صاف روی می‌دهد ممکن است در تعیین نیازهای افراد دارای این عارضه همچون خستگی زودرس، کمردرد و سایر فاکتورها و تصمیم‌گیری در مورد روش‌های درمانی کمک‌کننده باشد.

مواد و روش‌ها

در مطالعه حاضر، جامعه آماری شامل دانشجویان مرد غیر ورزشکار مقاطع کارشناسی دانشگاه آزاد همدان بود. براساس غربالگری انجام شده ۲۴ نفر نمونه (۱۲ نفر برای هر گروه) انتخاب شدند [12] و این تعداد نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی‌پاور با توان آماری ۰/۶، اندازه اثر ۰/۹ و سطح آلفای ۰/۰۵ (برای آزمون تی مستقل) و با روش نمونه‌گیری در دسترس، پس از کسب رضایت‌نامه آگاهانه و داوطلبانه، از نظر داشتن یا نداشتن کف پای صاف غربالگری شدند. معیار ورود به پژوهش آزمودنی‌ها وجود کف پای صاف یا طبیعی بودن قوس کف پا براساس شاخص ارتفاع قوس کف پا بود. آزمودنی‌ها شامل ۱۲ دانشجوی مرد سالم غیر ورزشکار (سن ۲۳/۵±۴۷/۶۳، قد ۱۷۸/۶۶±۳/۸۷ و وزن ۷۱۴/۳۱±۱۳/۶۱) و ۱۲ دانشجوی مرد مبتلا به کف پای صاف غیر ورزشکار (سن ۲۴/۴±۶۷/۴۵، قد ۱۷۶/۱۲±۵/۶۴ و وزن ۷۶۵/۶۲±۱۱/۲۷) بودند که به صورت هدفمند انتخاب و با هم مقایسه شدند. سایر معیارهای ورود به این پژوهش عبارتند از جنسیت مرد، غیر ورزشکار بودن، عدم ابتلا به سایر ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی اندام تحتانی همچون زانوی پراتزی، کف پای گود و زانوی عقب‌رفته، 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 بیماری‌های مربوط به اعصاب پیرامونی که از شرایط عمومی آزمودنی‌ها بودند. این اطلاعات از طریق ارزیابی اولیه، غربالگری بصری، همچنین پرسشنامه عمومی و نیز به صورت شفاهی از آزمودنی‌ها دریافت شد. براساس میزان شاخص نرمال‌سازی شده ناوی آزمودنی‌ها به دو گروه سالم و کف پای صاف تقسیم شدند. این شاخص تعیین‌کننده ارتفاع استخوان ناوی نسبت به طول محور بریده شده پا است. تعریف ارتفاع ناوی در این روش برابر است با فاصله سطح تماس پا با زمین تا برجستگی استخوان ناوی و تعریف طول محور بریده شده پا برابر است با فاصله عمودی بین اولین مفصل کف پای-انگشتی تا خلفی‌ترین بخش پاشنه که با تقسیم ارتفاع ناوی بر طول محور بریده شده پا،

روش آماری تی مستقل در نرم افزار SPSS و سطح معنی دار (p ≤ ۰/۰۵) صورت گرفت.



شکل ۱ اجزای مختلف هر یک از مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل در سه محور حرکتی هنگام دویدن در فاز استقرار

یافته‌ها

مشخصات آزمودنی‌های شرکت‌کننده، پس از انجام معاینات لازم در جدول ۱ نشان داده شده است. این افراد شرکت‌کننده در متغیرهای قد، وزن و سن هیچ اختلافی نداشتند. اختلافات موجود بین گروه‌ها در شاخص نرمال‌سازی شده ناوی بود (p = ۰/۰۳۹).

مشخصات توصیفی و نتایج آماری مقایسه نیروهای عکس‌العمل محوره‌های X، Y و Z در مرحله استقرار بین افراد سالم و گروه مبتلا به کف پای صاف در جدول ۲ آمده است. نتایج حاصل از جدول ۲ در مورد نیروهای عکس‌العمل محوره‌های X، Y و Z در مرحله استقرار بین افراد سالم و گروه مبتلا به کف پای صاف حاکی از عدم تفاوت معنی‌دار مولفه‌های Fx2، Fx4، Fy2، Fz2 و Fz3 بین گروه سالم با مبتلا به کف پای صاف بود (p > ۰/۰۵). ولی نتایج سایر مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل حین فاز استقرار دویدن حاکی از تفاوت معنی‌دار بین مولفه Fx1 گروه‌های سالم با مبتلا به کف پای صاف (p = ۰/۰۰۰) بود و اختلاف میانگین‌های این گروه‌ها نشان‌دهنده کمتری بودن این مولفه در گروه کف پای صاف نسبت به گروه سالم بوده است.

مقایسه مولفه Fx3 بین گروه‌های سالم با کف پای صاف حاکی از تفاوت معنی‌دار بین این گروه‌ها بود (p = ۰/۰۳۸). بررسی مقادیر میانگین‌ها بیانگر این بود که افراد مبتلا به کف پای صاف در مقایسه با افراد سالم از مولفه Fx3 پایین‌تری برخوردار بودند. مقایسه نیروی عکس‌العمل سطح در جهت قدامی- خلفی حاکی از آن بود که تنها در مولفه Fy1 بین گروه‌های سالم با کف پای صاف تفاوت معنی‌داری وجود دارد و اختلاف میانگین این گروه‌ها نشان‌دهنده کمتری بودن میانگین گروه مبتلا به کف پای صاف در مقایسه با افراد سالم (p = ۰/۰۰۰) بوده است.

مقایسه نیروی عکس‌العمل سطح در جهت عمودی حاکی از آن بود که در مولفه Fz1 بین گروه سالم و کف پای صاف تفاوت معنی‌داری وجود دارد و اختلاف میانگین موجود در گروه‌ها بیان‌کننده میانگین کمتر گروه مبتلا به کف پای صاف در مقایسه با افراد سالم است (p = ۰/۰۳۲).

همچنین مقایسه نیروی عکس‌العمل سطح در جهت عمودی نشان‌دهنده این بود که در مولفه Fz3 بین گروه سالم و کف پای صاف تفاوت معنی‌داری وجود دارد و اختلاف میانگین بین این گروه‌ها بیان‌کننده میانگین بالاتر گروه سالم نسبت به کف پای صاف بود (p = ۰/۰۱۸).

جدول ۱ ویژگی‌های آزمودنی‌های شرکت‌کننده در مطالعه

متغیرها	گروه سالم	کف پای صاف	p
سن (سال)	۲۶/۸۱ ± ۲/۳۲	۲۴/۴ ± ۲/۶۶	۰/۲۶
قد (سانتی‌متر)	۱۶۹/۲۶ ± ۶/۷۷	۱۷۹/۱۶ ± ۴/۳۱	۰/۵۴
جرم (کیلوگرم)	۷۹/۱۳ ± ۲۶/۹۳	۸۱/۹۳ ± ۱۶/۳۶	۰/۱۷
ارتفاع ناوی نرمال‌شده (میلی‌متر)*	۰/۲۸ ± ۰/۲۹	۰/۱۸ ± ۰/۰۵	*۰/۰۳۹

علامت * بیانگر اختلاف بین گروه‌های مبتلا به کف پای صاف و گروه نرمال است (p < ۰/۰۵).

جدول ۲ میانگین آماری مقایسه نیروهای عکس‌العمل محوره‌های X، Y و Z در مرحله استقرار بین افراد سالم و گروه مبتلا به کف پای صاف (نرمال‌سازی شده بر حسب درصدی از وزن بدن)

متغیر (%BW)	گروه سالم	گروه کف پای صاف	p
Fx1	۱۲/۱ ± ۷۷/۳۵	۸/۱ ± ۰/۲۶	۰/۰۰۰*
Fx2	۲۱/۲ ± ۲۵/۱۴	۲۰/۲ ± ۰/۱۱	۰/۰۹۹
Fx3	۱۴/۲ ± ۶۱/۲۹	۱۳/۰ ± ۰/۷۹	۰/۰۳۸*
Fx4	۲۳/۶ ± ۰/۵۳۸	۱۸/۴ ± ۴۲/۳۶	۰/۱۴
Fy1	۷۴/۴ ± ۲۱/۵۴	۶۷/۰ ± ۸۷/۹۷	۰/۰۰۰*
Fy2	۳۶/۲ ± ۰/۷۴۱	۴۰/۵ ± ۰/۷۶	۰/۳۳
Fz1	۱۳۴/۶ ± ۵۱/۰۰	۱۲۰/۵ ± ۸۰/۸۳	۰/۰۳۲*
Fz2	۱۱۰/۵ ± ۰/۷۱۲	۱۰۴/۶ ± ۳۳/۶۶	۰/۱۸
Fz3	۲۲۷/۶ ± ۰/۳۰۵	۲۲۱/۳ ± ۶۷/۹۰	۰/۰۱۸*

* اختلاف معنی‌دار؛ Fz1: قله اول، Fz2: بین دو قله (دره)، Fz3: قله دوم، Fy1: نیروی ترمززننده عکس‌العمل سطح، Fy2: نیروی جلوبرنده عکس‌العمل سطح، Fx1: لحظه تماس اولیه پاشنه، Fx2: لحظه فوت‌فلت یا لحظه تماس بعد از پاشنه، Fx3: لحظه میادستنس یا تماس قسمت میانی پا، Fx4: لحظه پوش‌آف یا از لحظه بلندشدن پاشنه تا بلندشدن پنجه پا

بحث

هدف از مطالعه حاضر، بررسی نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام دویدن در بیماران مرد مبتلا به کف پای صاف است. نتایج حاکی از آن بود که مولفه Fx1 از نیروهای عکس‌العمل افقی سطح حین دویدن در فاز استقرار از مقدار پایین‌تری در افراد مبتلا به کف پای صاف نسبت به گروه سالم برخوردار بوده است. بنابراین با بررسی اختلاف میانگین‌ها می‌توان نتیجه گرفت که یکی از مشخصه‌های گیت پاتولوژیک افراد مبتلا به کف پای صاف هنگام دویدن ممکن است میزان Fx1 پایین‌تر در این افراد باشد.

این کاهش باشد. نتایج این مطالعه با نتایج صادقی و همکاران^[25] همخوانی داشت و با نتایج چنگ و همکاران^[26] که از افزایش این مولفه در افراد کف پای صاف خبر داده بودند متضاد بود. از جمله دلایل این تفاوت در نتایج می‌توان به سن، جنس و نوع حرکت انجام‌گرفته در پژوهش اشاره کرد. در ادامه نتایج حاصل بیان شد که مولفه Fz3 نیروی عمودی عکس‌العمل در افراد مبتلا به کف پای صاف نسبت به گروه سالم کمتر بوده است که می‌توان بیان کرد تغییرات در مولفه ذکرشده به دلایل ضعیف‌شدن عضلات ضدجاذبه تأثیرگذار بر ساختار کف پا همچون دوقلو ونعلی در افراد خود عاملی بر کم یا زیاد شدن این مولفه در افراد مبتلا به کف پای صاف است. همچنین کاهش تولید نیروی عضله چهارسر و یا اتخاذ استراتژی خشکی زانو (کاهش سفتی زانو) نیز می‌تواند در این کاهش نیرو تأثیر داشته باشد. بنابراین لزوم بررسی‌های بیشتر در این زمینه را نمایان می‌سازد^[25]. در پژوهشی که بوذری و همکاران^[27] انجام دادند میزان نیروی عکس‌العمل عمودی در مرحله دوم بعد از تماس پاشنه (Fz2) در گروه نرمال نسبت به گروه کف پای صاف افزایش یافت و دلیل احتمالی آن را کاهش توانایی عضلات در کنترل حرکت مفاصل ران و زانو عنوان کردند که نتایج این تحقیق با مطالعه حاضر همسو نیست، زیرا اختلاف معنی‌داری در مولفه Fz2 در این پژوهش مشاهده نشده است و از دلایل توجیهی آن می‌توان به نوع تریال انجام‌گرفته که شامل دویدن با سرعت کنترل‌شده در این مطالعه بود اشاره کرد.

مطالعه حاضر دارای محدودیت‌هایی نیز بود. از جمله اینکه انجام تست‌های آزمایشگاهی در وضعیت پا برهنه بود و تعامل بین پا، کفش و زمین مد نظر قرار نگرفت. محققان به این نتیجه رسیدند که ابتدا به دویدن در وضعیت پا برهنه پرداخته شود. از دیگر محدودیت‌های این مطالعه کنترل الگوی ضربه پاشنه بود که سایر الگوها مورد بررسی قرار نگرفت و این امر ممکن است باعث سوءگیری در نتایج و یافته‌ها شود.

پیشنهاد می‌شود همین مطالعه با استراتژی‌های مختلف راه‌رفتن و دویدن، تکالیف شناختی و تعادلی بر روی دو جنس انجام و مقایسه شود.

نتیجه‌گیری

کاهش نیروهای عکس‌العمل سطح می‌تواند بازتابی از عملکرد بد اندام تحتانی باشد. مولفه‌های Fx1، Fx3، Fx1، Fy1، Fz1 و Fz3 می‌توانند از شاخص‌های تفکیک‌کننده افراد سالم در مقایسه با افراد مبتلا به کف پای صاف باشند. تغییر این مولفه‌ها می‌توانند در شناسایی ریسک‌فاکتورهای احتمالی در افراد مبتلا به کف پای صاف مفید باشد. همچنین می‌توان بیان کرد که تغییرات می‌توانند تابع شرایط پاتولوژیک کف پای صاف باشند. علاوه بر این طبق نتایج، عارضه کف پای صاف می‌تواند بر دیگر مفاصل مجاور نیز اثر بگذارد و عاملی اثرگذار بر بیومکانیک دویدن باشد.

کاهش برخی مولفه‌های نیروی عکس‌العمل سطح در افراد کف پای صاف ممکن است متأثر از تغییرات دامنه‌های حرکتی در این افراد باشد. از جمله دلایل توجیهی برای کاهش مولفه Fx1 از نیروهای عکس‌العمل افقی سطح در افراد دارای صافی کف پا را می‌توان به پای پرونیته شده این افراد نسبت داد. نتایج برخی از تحقیقات حاکی از آن است که پرونیته شدن سبب تالار جذب نیرو را افزایش می‌دهد و باعث کاهش نیروی عکس در صفحه افقی می‌شود^[18] که با نتایج حاصل از این مطالعه همسو است.

از دیدگاهی دیگر این تفاوت‌ها ممکن است تحت تأثیر تغییرات طول گام و سایر مولفه‌های کینماتیکی اندام تحتانی ایجاد شده باشند، اما هنوز محققان به نتیجه جامع و کاملی در مورد اینکه آیا تغییرات ایجادشده به منظور تلاش برای به حداقل رساندن نیروهای تماسی برای جلوگیری از آسیب است یا اینکه این تغییرات نشان‌دهنده عدم توانایی ظرفیت عملکردی مناسب است نرسیده‌اند^[19]. نتایج این مطالعه نشان داد که مولفه Fx3 نیروی عکس‌العمل نیز در افراد مبتلا به کف پای صاف نسبت به گروه سالم پایین‌تر بوده است. از دلایل توجیهی برای کاهش این مولفه می‌توان گفت به دلیل تغییر ساختار ایجادشده در افراد با کف پای صاف و تغییر در خط کشش عضله به خصوص عضلات اندام تحتانی نیروی برخوردی کاهش داشته و در نتیجه این مولفه با کاهش روبه‌رو بوده است^[20]. نتایج حاکی از این بود که مولفه Fy1 نیروی عکس‌العمل (نیروی ترمززننده) در افراد مبتلا به کف پای صاف نسبت به گروه سالم پایین‌تر (منفی) بوده است. از جمله دلایل ایجاد این موضوع و کاهش این مولفه می‌توان به این مورد اشاره کرد که در فاز تماس اولیه گروه کف پای صاف نسبت به گروه داخلی به خارجی منفی‌تری (خارجی‌تر) را نسبت به گروه سالم از خود به نمایش گذاشته‌اند و گروه سالم نیروی داخلی‌تر را نشان داده‌اند (مثبت‌تر) و این تفاوت به دلیل افت قوس پا و پرونیته شدن بیشتر در مچ پا و چرخش خارجی است. این نسبت نیروی پایین‌تر در لحظه تماس پاشنه، ریسک‌فاکتوری برای ابتلا به تندینوپاتی آشیل محسوب می‌شود. همچنین نشان داده شده است که صاف‌بودن کف پا نیز یکی از ریسک‌فاکتورهای اصلی ابتلا به تندینوپاتی آشیل است^[21]. نتایج فوق با نتایج پژوهش ون‌گینکل و همکاران^[22] همسو بوده است. همچنین با نتایج مطالعه‌ای دیگر که منفی‌تر شدن نیروی داخلی-خارجی در افراد کف پای صاف را گزارش کردند همسو است^[23]. در این مطالعه مولفه Fz1 نیروی عمودی عکس‌العمل در افراد مبتلا به کف پای صاف نسبت به گروه سالم کمتر بوده است. یکی از دلایل احتمالی کاهش مولفه Fz1 ممکن است به دلیل چرخش ایجادشده در پاشنه پا باشد. در این افراد میزان نیروی برخوردی این مولفه در گروه کف پای صاف با کاهش روبه‌رو بوده و همچنین عوامل متعددی از قبیل دامنه حرکتی مفاصل مختلف، گشتاور عضلات و ضعف عضلات در تولید نیرو در میزان نیروی عکس‌العمل عمودی و مولفه Fz1 اثرگذار است^[24] که ممکن است از عوامل موثر در

International Conference On Pervasive Computing, 2007 May 13-16, Toronto, ON, Canada. Berlin: Springer; 2007.

11- Creaby MW, May K, Bennell KL. Insole effects on impact loading during walking. *Ergonomics*. 2011;54(7):665-71.

12- Mantashloo Z, Sadeghi H, Khaleghi Tazji M. The effect of foot pronation on postural control of body and electrical activity of selected ankle muscles during V-Cut motion. *J Sport Biomech*. 2017;2(4):61-9. [Persian]

13- Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods*. 2007;39(2):175-91.

14- Scott G, Menz HB, Newcombe L. Age-related differences in foot structure and function. *Gait Posture*. 2007;26(1):68-75.

15- Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th Edition. Hoboken: John Wiley & Sons; 2009.

16- Martin PE, Marsh AP. Step length and frequency effects on ground reaction forces during walking. *J Biomech*. 1992;25(10):1237-9.

17- Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H, Popov P, Allard P. Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. *J Sci Med Sport*. 2009;12(6):679-84.

18- Morley JB, Decker LM, Dierks T, Blanke D, French JA, Stergiou N. Effects of varying amounts of pronation on the mediolateral ground reaction forces during barefoot versus shod running. *J Appl Biomech*. 2010;26(2):205-14.

19- Levangie PK, Norkin CC. *Joint structure and function: A comprehensive analysis*. Philadelphia: F.A. Davis; 2011.

20- Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E, Daily D. Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. *Hum Mov Sci*. 2000;19(2):139-51.

21- Kader D, Saxena A, Movin T, Maffulli N. Achilles tendinopathy: Some aspects of basic science and clinical management. *Br J Sports Med*. 2002;36(4):239-49.

22- Hesar NG, Van Ginckel A, Cools A, Peersman W, Roosen P, De Clercq D, et al. A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for lower leg overuse injuries. *Br J Sports Med*. 2009;43(13):1057-61.

23- Nachbauer WE, Nigg BM. Effects of arch height of the foot on ground reaction forces in running. *Med Sci Sports Exerc*. 1992;24(11):1264-9.

24- Tanaka C, Farah EA. Anatomia funcional das cadeias musculares. *Fisioterapia e Pesquisa*. 1997;4(1):39-40.

25- Sadeghi H, Razi MJ, Ebrahimi Takamejani E, Shariatzade M. Effect of lower limb muscle fatigue on selected kinematics, kinetics, and muscle activity of the gait in active young men. *Sci J Rehabil Med*. 2018;7(1):225-35. [Persian]

26- Chang JS, Kwon YH, Kim CS, Ahn SH, Park SH. Differences of ground reaction forces and kinematics of lower extremity according to landing height between flat and normal feet. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2012;25(1):21-6.

27- Boozari S, Jamshidi AA, Sanjari MA, Jafari H. Effect of functional fatigue on vertical ground-reaction force in individuals with flat feet. *J Sport Rehabil*. 2013;22(3):177-83.

در پایان تعدیل و مانیتورینگ هر یک از این مولفه‌ها نیز می‌تواند ارزش بالینی داشته باشد و بازخوردهای اصلاحی مفیدی به درمانگران دهد.

تشکر و قدردانی: مطالعه حاضر حاصل پایان‌نامه آقای محمدرضا جهانی برای اخذ درجه کارشناسی ارشد در رشته بیومکانیک ورزشی از دانشکده علوم انسانی دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان بود. نویسندگان تشکر صمیمانه خود را به دلیل همکاری افراد مبتلا به کف پای صاف اظهار می‌نمایند.

تاییدیه اخلاقی: این مطالعه در کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی همدان به شماره IR.UMSHA.REC.۱۳۹۶/۶۵۵ تصویب شد.

تعارض منافع: نویسندگان اعلام می‌دارند که هیچ‌گونه تعارض منافی ندارند و مقاله توسط نویسندگان خوانده شده و مورد قبول قرار گرفته است.

سهم نویسندگان: محمدرضا جهانی (نویسنده اول)، روش‌شناسی/ پژوهشگر اصلی (۴۰٪)، علی جلالوند (نویسنده دوم)، نگارنده مقدمه/ پژوهشگر کمکی/نگارنده بحث (۴۰٪)، یاسین حسینی (نویسنده سوم)، پژوهشگر کمکی (۲۰٪)

منابع مالی: این مطالعه حمایت مالی ندارد.

منابع

- 1- Chen JP, Chung MJ, Wang MJ. Flatfoot prevalence and foot dimensions of 5-to 13-year-old children in Taiwan. *Foot Ankle Int*. 2009;30(4):326-32.
- 2- Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res*. 2009;2(1):35.
- 3- Keenan MA, Peabody TD, Gronley JK, Perry J. Valgus deformities of the feet and characteristics of gait in patients who have rheumatoid arthritis. *J Bone Jt Surg Am Vol*. 1991;73(2):237-47.
- 4- Neumann DA. *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for rehabilitation*. 2nd Edition. Maryland Heights: Mosby; 2010.
- 5- Jacobs B. Toe walking, flat feet and bow legs, in-toeing and out-toeing. *Paediatr Child Health*. 2010;20(5):221-4.
- 6- Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clin Biomech*. 2004;19(4):391-7.
- 7- Williams DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *J Appl Biomech*. 2001;17(2):153-63.
- 8- Simkin A, Leichter I, Giladi M, Stein M, Milgrom C. Combined effect of foot arch structure and an orthotic device on stress fractures. *Foot Ankle*. 1989;10(1):25-9.
- 9- Ortega DR, Bies EC, De La Rosa FJ. Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a countermovement jump. *J Sports Sci Med*. 2010;9(2):282-7.
- 10- Jenkins J, Ellis C. Using ground reaction forces from gait analysis: Body mass as a weak biometric.