



Comparison of Plantar Pressure Distribution in Runners with Different Foot Structures

Hamed Esmaeili ^{1,*}, Mohamad Hosein Ghasemi ², Mehrdad Anbarian ³,
Amin Ghavimi ⁴

¹ Assistant Professor, Department of Sports Injury and Corrective Exercises, Faculty of Sport Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran

² PhD Student, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran

³ Professor, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran

⁴ MSc, Physical Education Office, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran

* **Corresponding author:** Hamed Esmaeili, Assistant Professor, Department of Sports Injury and Corrective Exercises, Faculty of Sport Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran. E-mail: H.esmaeili@spr.ui.ac.ir

Received: 14 Nov 2017

Accepted: 21 Aug 2018

Abstract

Introduction: Differences in foot structure are thought to be associated with differences in foot function during movement. The aim of this study was to comparison of plantar pressure distribution in runners with different foot types.

Methods: 60 male and female runners with normal, flat and cavus foot types participated in this study. Participants ran in 17-m run-way at 3.3 m/s for six times. Peak plantar pressure, peak plantar force and impulse underneath each region of foot, and medio-lateral and relative time for stance phases were recorded by Footscan® platform. For data analysis, ANOVA and MANOVA with Bonferroni post hoc statistical tests at significance level of 0.05 were used.

Results: Flat feet group have more loading rate in toe1, lesser toes, second metatarsal and midfoot than normal and cavus foot groups. Also, loading rate in fifth metatarsal, lateral and medial heel at cavus group was higher compared to flat and normal groups.

Conclusions: It seems individuals with different foot types exhibit different plantar pressure distribution patterns. Future studies are needed to assess other effects of different foot structures especially to identify injury patterns for each group.

Keywords: Foot Structure, Plantar Pressure, Runners



مقایسه الگوی توزیع فشار کف پایي دوندگان با ساختارهای متفاوت کف پا

حامد اسماعیلی^{۱*}، محمد حسین قاسمی^۲، مهرداد عنبریان^۳، امین قویمی^۴

^۱ استادیار، گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

^۲ دانشجوی دکتری، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

^۳ استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

^۴ کارشناس ارشد، اداره تربیت بدنی دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

* نویسنده مسئول: حامد اسماعیلی، استادیار، گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران. ایمیل: H.esmaeili@spr.ui.ac.ir

اصفهان، ایران. ایمیل: H.esmaeili@spr.ui.ac.ir

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۷/۰۵/۳۰

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۶/۰۸/۲۳

چکیده

مقدمه: ساختارهای متفاوت پا با تفاوت در عملکرد آن در حین حرکت در ارتباط است. هدف از این مطالعه مقایسه الگوی توزیع فشار کف پایي دوندگان با ساختارهای متفاوت کف پا بود.

روش کار: ۶۰ مرد و زن با ساختارهای پای صاف، گود و نرمال در این مطالعه شرکت کردند. شرکت کنندگان در مسیر ۱۷ متری مورد مطالعه ۶ بار با سرعت ۳/۳ متر بر ثانیه دویدند. حداکثر فشار کف پایي، حداکثر نیروی کف پایي و ایمپالس وارد بر نواحی مختلف پا و همچنین نسبت نیروی داخلی-خارجی و درصد زمانی هر یک از فازهای استانس با استفاده از دستگاه فوت اسکن اندازه گیری شد. برای تجزیه و تحلیل داده ها از آزمون های آماری ANOVA و MANOVA با آزمون تعقیبی بنفرونی در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته ها: افراد با کف پای صاف توزیع بار بیش تری در نواحی انگشت شست، انگشتان کوچک، متاتارسال دوم و وسط پا نسبت به افراد دارای پای گود و نرمال داشتند. همچنین، بارهای وارد بر گروه پای گود در نواحی متاتارسال پنجم، بخش خارجی و داخلی پاشنه از گروه های پای صاف و پای نرمال بیش تر بود.

نتیجه گیری: به نظر می رسد که افراد با ساختارهای متفاوت کف پا الگوی توزیع فشار متفاوتی را نسبت به یکدیگر به نمایش می گذارند. مطالعات آتی برای بررسی سایر اثرات مختلف تفاوت در ساختار پا به خصوص در زمینه شناسایی آسیب های متفاوت برای افراد هر گروه لازم است.

کلیدواژه ها: ساختار پا، فشار کف پایي، دوندگان

تمامی حقوق نشر برای انجمن علمی پرستاری ایران محفوظ است.

مقدمه

بارز ساختار آناتومیک کف پا، قوس طولی داخلی است که نقش مهمی در عملکرد پا دارد [۴]. ساختار این قوس در طیف گسترده ای از گود تا صاف بین افراد مختلف توزیع شده است. در همین زمینه، نشان داده شده است که افراد با ساختارهای متفاوت قوس طولی داخلی، حین حرکت مکانیک متفاوتی را نسبت به یکدیگر دارا می باشند [۵]. به طور مثال، Williams و همکاران طی مطالعاتی نشان دادند که افراد دارای پای گود حین دویدن سفتی بیشتری را در اندام تحتانی به نمایش

طی دهه های اخیر، دویدن به عنوان یکی از فعالیت های تفریحی، عمومیت و محبوبیت زیادی به دست آورده و افراد زیادی را به خود مشغول نموده است. حین دویدن، پا با زمین در ارتباط است و نقش مهمی در حفظ عملکرد بیومکانیکی اندام تحتانی بازی می کند [۱]. ویژگی های آناتومیک و فیزیولوژیکی پا نه تنها با توسعه حرکت، کنترل حرکتی اندام تحتانی و رشد استخوانی مربوط به سن تغییر می کند، بلکه می تواند باعث تغییر در مکانیک حرکت شود [۲، ۳]. از ویژگی های

کف پا روی نحوه توزیع فشار کف پایي حین دویدن و مکانیزم‌های ایجاد آسیب در دوندگان با ساختارهای متفاوت پا فراهم کند و در برنامه‌های توان‌بخشی و صنعت تولید پوشش پا و کفش کاربرد داشته باشد.

روش کار

آزمودنی‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و به لحاظ هدف بنیادی- کاربردی می‌باشد.

با استفاده از نرم‌افزار برآورد حجم نمونه G^*Power و با در نظر گرفتن اندازه اثر ۰/۸، توان ۰/۸ و سطح معناداری ۰/۰۵، تعداد حداقل ۱۲ نفر برای هر گروه تعیین شد. بنابراین، تعداد ۶۰ نفر از تمامی دوندگان مرد و زن سطح شهر همدان به عنوان نمونه آماری و به صورت در دسترس انتخاب شدند. از این تعداد، ۲۰ نفر (۱۲ مرد و ۸ زن) به عنوان افراد دارای کف پای صاف، ۲۰ نفر (۱۲ مرد و ۸ زن) به عنوان افراد دارای کف پای طبیعی، و ۲۰ نفر (۱۱ مرد و ۹ زن) نیز به عنوان افراد دارای کف پای گود انتخاب شدند.

معیارهای ورود به تحقیق شامل نداشتن هرگونه ناهنجاری‌های نرولوژیک، سابقه جراحی، چاقی و اضافه وزن (شاخص BMI بیشتر از ۳۰) و آسیب در اندام تحتانی بودند. طرح این پژوهش در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی همدان با کد ۱۶/۳۵/۹/۵۴۱ پ تأیید شد. برای تقسیم‌بندی افراد در گروه‌های کف پای طبیعی، صاف و گود، شرکت کنندگان از ناحیه پا مورد معاینه قرار گرفتند. برای این منظور افراد برای غربالگری از طریق شاخص قوس طولی داخلی پا به آزمایشگاه دعوت شدند. شاخص ارتفاع قوس بر اساس مطالعه Williams و McClay [۲۱] بصورت نسبت ارتفاع روی پا (Dorsum) از سطح زمین در وسط طول پا (از پشت پاشنه تا نوک انگشت شست) تقسیم بر طول بریده شده پا (از پاشنه تا سر اولین مفصل کف پایي انگشتی) محاسبه شد (تصویر ۱).

افراد دارای شاخص بین ۰/۲۷۵ و ۰/۳۵۶ در گروه دارای ساختار طبیعی پا (گروه نرمال)، نسبت ۰/۲۷۵ و کم‌تر در گروه دارای قوس کم (گروه پای صاف) و نسبت ۰/۳۵۶ و بیش‌تر در گروه دارای قوس زیاد (پای گود) قرار گرفتند [۲۱].

نحوه اجرای آزمون

افراد در جلسه دوم به آزمایشگاه دعوت شدند تا به انجام آزمون عملی این مطالعه بپردازند. پس از ورود آزمودنی‌ها و گرفتن رضایت‌نامه کتبی، نحوه اجرای آزمون به آن‌ها شرح داده می‌شد.

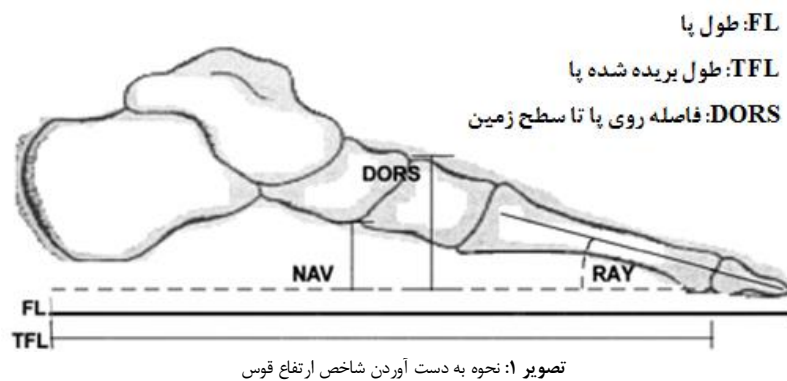
برای آشنایی با شرایط آزمایشگاه، ابتدا از افراد خواسته شد تا شرایط دویدن را حداقل شش بار تمرین کنند. پس از آشنایی با مسیر و شرایط آزمون، از شرکت‌کنندگان خواسته شد تا روی دستگاه ثبت فشار کف پایي بدون، بطوریکه حین دویدن در مسیر آزمون و قبل از رسیدن روی دستگاه ثبت فشار کف پایي الگوی دویدن خود را تغییر ندهند و یا حین دویدن گام‌های خود را تنظیم نکنند.

نحوه دویدن افراد بصورت پابره‌نه با سرعت ۳/۳ متر بر ثانیه در و مسیر ۱۷ متری آزمایشگاه بود [۲۲]. در مطالعات پیشین برای تعیین ریسک فاکتورهای آسیب‌های ناشی از دویدن، دویدن با این سرعت مورد

می‌گذارند [۶]. همچنین، افراد با پای صاف در مقایسه با افراد با پای طبیعی، حرکت‌پذیری بیشتری را در طول راه رفتن نشان می‌دهند [۷]. به علاوه، در زمینه ارزیابی نوع پا مطالعات پیشین نشان داده‌اند که افراد دارای کف پای صاف در ریسک ابتلا به بسیاری از آسیب‌های پرکاری از قبیل استرس فراکچر متاتارسال‌ها، سندرم ایلپوتیبیال باند و سندرم درد کشگی- رانی قرار دارند [۸]. برای مثال، Simkin و همکاران طی یک مطالعه بر ریسک ابتلا به استرس فراکچر مرتبط با ساختار پا تمرکز کردند و گزارش کردند که افراد دارای کف پای گود بیشتر در معرض استرس فراکچر استخوان ران و درشتنی قرار دارند، در حالیکه در افراد دارای پای صاف ریسک استرس فراکچر استخوان‌های متاتارسال پا بالا می‌باشد [۹]. بنابراین، به نظر می‌رسد که افزایش ریسک ابتلا به آسیب‌های مختلف در افراد دارای کف پای صاف و گود می‌تواند ناشی از مکانیک حرکتی تغییر یافته ناشی از ساختار کف پا باشد. در ارتباط با علل بروز آسیب‌ها، مکانیزمی که انحرافات پاسچر پا را با آسیب مرتبط می‌کند هنوز ناشناخته مانده است. مطالعاتی که روی افراد غیر آسیب دیده حین راه رفتن انجام شده است تفاوت‌های سیستماتیک را در فشار کف پایي [۱۰] و فعالیت عضلانی [۱۱، ۱۲] در افراد با پاهای گود و صاف نسبت به پای طبیعی مشاهده کرده‌اند. بنابراین، ممکن است که بارهای خارجی و نیروهای داخلی می‌تواند بین ساختارهای مختلف پا متفاوت باشد. اخیراً تحلیل فشار کف پایي در مطالعات مربوط به بارهای وارده بر پا حین حرکت توسعه زیادی داشته است. بررسی فشار کف پایي به عنوان تحلیلی که از توزیع فشار کف پایي به دست می‌آید، برای شناسایی مشکلات پا مورد استفاده قرار می‌گیرد و دیدگاه جدیدی را در بررسی علل بروز آسیب‌ها فراهم کرده است، بطوریکه این روش پیش‌بینی کننده مناسبی برای بروز آسیب‌ها معرفی شده است [۱۳].

توزیع نامناسب فشار و بارگیری‌های دارای انحراف از حالت طبیعی، افراد را در معرض ابتلا به آسیب قرار می‌دهد [۱۳، ۱۴]. از آنجاییکه دویدن با اجرای تعداد زیادی از حرکات تقریباً یکسان و مکرر با انحرافات اندک مشخص می‌شود، تکرار بارگیری‌های اضافه پا می‌تواند به عنوان یک ریسک فاکتور اساسی برای بروز آسیب‌های ناشی از دویدن و استرس فراکچر در نظر گرفته شود [۱۵، ۱۶]. مطالعات آتی نگر نیز در این زمینه نشان داده‌اند که وجود انحرافات در پاسچر پا با افزایش ریسک ابتلا به آسیب‌های اندام تحتانی در ارتباط است [۱۷، ۱۸]. آسیب‌های ناشی از دویدن آسیب‌هایی هستند که با دویدن همراه می‌شوند و به عنوان هر گونه درد در ناحیه اندام تحتانی یا پشت و با ایجاد محدودیت (مسافت، مدت زمان و تعداد جلسات) در دویدن حداقل برای مدت یک روز، تعریف می‌شوند [۱۹]. همچنین، شیوع آسیب‌های مربوط به دویدن بین ۱۹/۴ تا ۷۹/۳ نفر در هر صد نفر گزارش شده است که میزان بالایی را به خود اختصاص می‌دهد [۲۰]. با وجود شیوع بالای آسیب‌های ناشی از دویدن و اثرگذاری ساختار پا روی مکانیک دویدن از یک سو و نحوه توزیع فشار کف پایي و میزان بروز آسیب از سوی دیگر، متأسفانه کمتر مطالعه‌ای به بررسی اثر ساختارهای متفاوت پا بر نحوه توزیع فشار کف پایي در حین دویدن پرداخته است. بنابراین، هدف از انجام مطالعه حاضر بررسی اثر ساختارهای متفاوت کف پا روی نحوه توزیع فشار کف پایي حین دویدن بود. نتایج این مطالعه می‌تواند اطلاعات مفیدی درباره اثرگذاری ساختار

استفاده مردان و زنان قرار گرفته است [۲۲]. از هر شرکت کننده تعداد ۶ آزمون صحیح ثبت شد [۲۲].



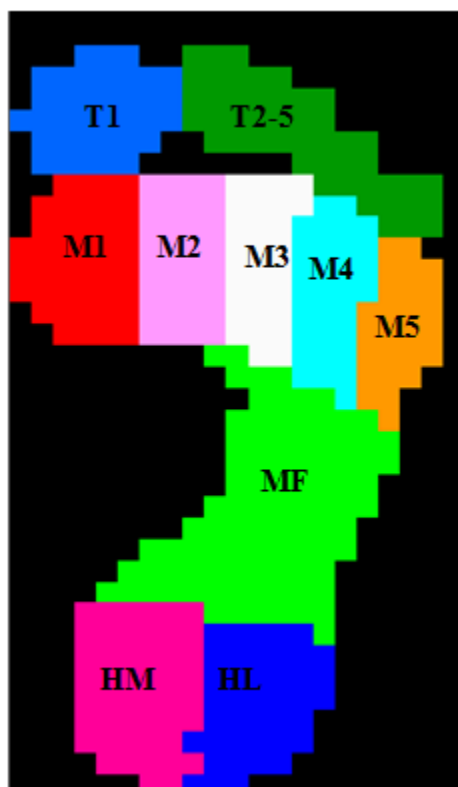
نحوه ثبت داده‌ها

خودکار پا را به ده ناحیه آناتومیکی شامل بخش داخلی پاشنه (HM)، بخش خارجی پاشنه (HL)، وسط پا (MF)، متاتارسال‌های یک تا پنج (M1-5)، انگشت بزرگ (T1) و انگشتان کوچک (T2-5) تقسیم می‌کند (تصویر ۲).

حداکثر فشار، ایمپالس و حداکثر نیروی (درصد وزن بدن) وارد بر نقاط ده‌گانه پا محاسبه شد.

برای ثبت داده‌های فشار کف پای از دستگاه (RsInternational Footscan 40×100×2cm) با فرکانس اندازه‌گیری ۲۵۳ هرتز استفاده شد.

دستگاه در وسط مسیر ۱۷ متری قرار می‌گرفت و اطراف صفحه دستگاه با موکتی به همان ضخامت و به طول مسیر پوشانده می‌شد. نرم‌افزار این دستگاه ((Footscan 7 Gait 2nd Generation)) به صورت



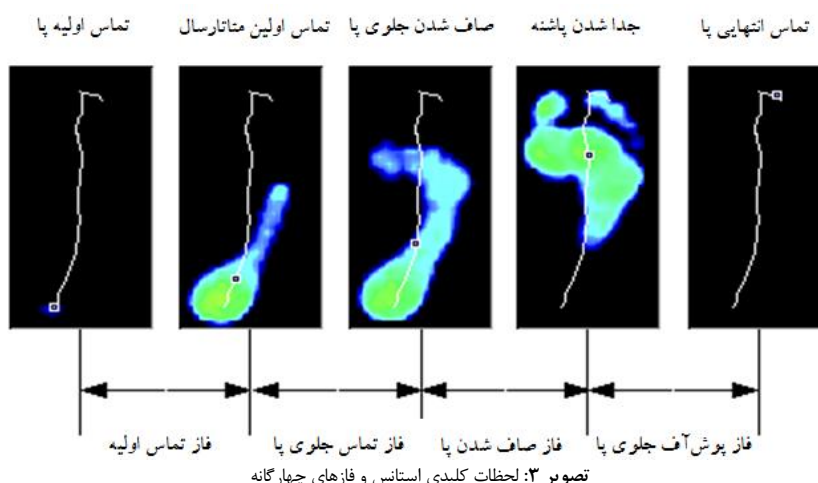
متاتارسال (First metatarsal contact)، صاف شدن جلوی پا (Forefoot flat)، جدا شدن پاشنه (Heel off) و تماس انتهایی پا

برای هر آزمون ثبت شده، پنج لحظه مشخص فرایند حرکت پا روی زمین شامل: تماس اولیه پا (First foot contact)، تماس اولین

$$F_{\text{medial/lateral ratio}} = ((T1+M1+HM)-(HL+M3+M4+M5)/(T1+M1+M3+M4+M5+HM+HL))$$

این نسبت می‌تواند در دامنه +۱ تا -۱ قرار بگیرد؛ بطوریکه ۱- به معنی قرارگیری به سمت خارج پا و +۱ به معنی قرارگیری به سمت داخل پا می‌باشد [۲۳].

(Last foot contact) تعیین شد [۲۲] (تصویر ۳). بین این پنج نقطه، چهار فاز کلیدی شامل: تماس اولیه (بین تماس اولیه پا و تماس اولین متاتارسال)، فاز تماس جلوی پا (بین تماس اولین متاتارسال تا صاف شدن جلوی پا)، فاز صاف شدن پا (بین صاف شدن جلوی پا تا جدا شدن پاشنه) و فاز پوش آف جلوی پا (بین صاف شدن جلوی پا تا تماس انتهایی پا) مشخص گردید [۲۲]. برای هر یک از این فازها درصد زمانی طی شده محاسبه شد. همچنین، نسبت نیروی داخلی به خارجی نیز برای هر فاز با استفاده از رابطه زیر محاسبه گردید [۲۲]:



روش آماری

میانگین متغیرها در هر شش آزمون محاسبه شده و مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفت. برای تعیین طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. برای مقایسه پارامترها بین گروه‌های مختلف ساختار کف پای از آزمون‌های MANOVA و ANOVA با آزمون تعقیبی بنفرونی برای هر یک از متغیرها استفاده شد. تمامی آزمون‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۸ و در سطح معناداری ($P < 0.05$) انجام گرفت.

یافته‌ها

اطلاعات فردی آزمودنی‌های حاضر در این مطالعه در جدول ۱ آورده شده است. برای مقایسه پارامترهای فردی افراد از آزمون آنالیز واریانس استفاده شد. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، نتایج آزمون تعقیبی بنفرونی نشان می‌دهد که سه گروه تنها در شاخص قوس با یکدیگر اختلاف دارند (گروه پای صاف با پای طبیعی ($P = 0.001$), گروه پای گود با پای طبیعی ($P = 0.001$) و پای صاف و پای گود ($P = 0.001$)).

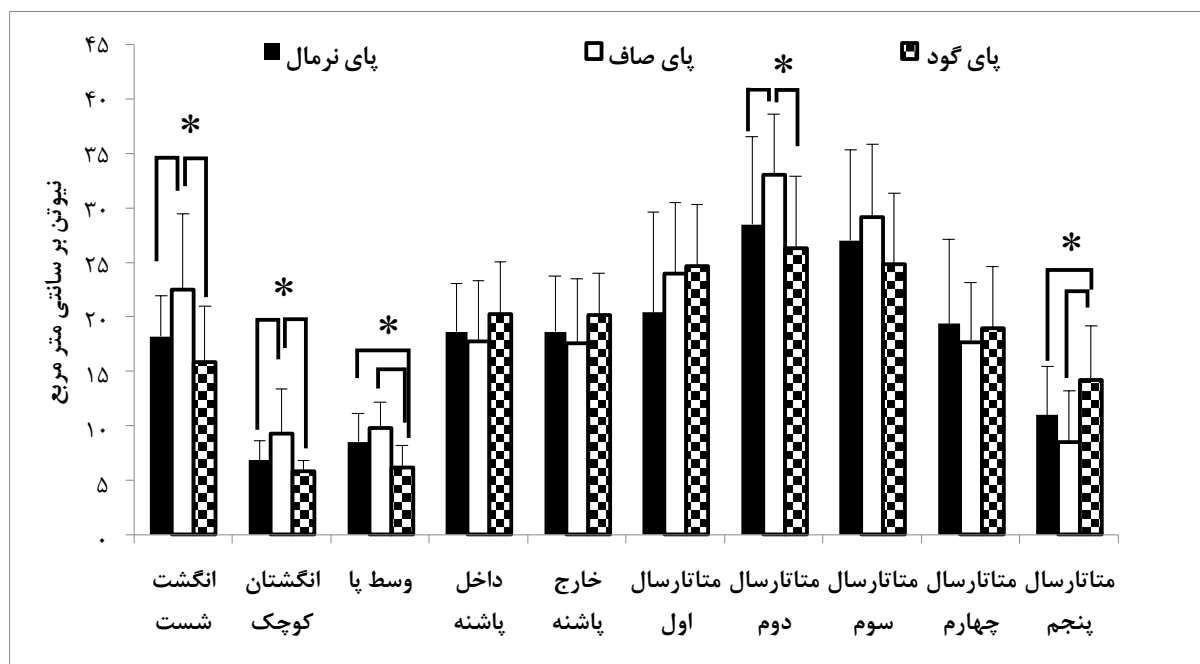
جدول ۱: مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌های حاضر در گروه‌های پژوهش

گروه	تعداد (نفر)	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	جرم (کیلوگرم)	شاخص قوس
نرمال	۲۰	22.27 ± 6.48	176.68 ± 7.41	68.28 ± 8.69	0.327 ± 0.02
پای صاف	۲۰	22.59 ± 3.57	176.81 ± 8.58	69.97 ± 8.63	$0.262 \pm 0.018^*$
پای گود	۲۰	22.78 ± 4.68	178.47 ± 7.46	68.97 ± 5.89	$0.416 \pm 0.033^*$

(*) به معنای معناداری در سطح ۰/۰۵ با گروه نرمال می‌باشد.

انگشتان کوچک، گروه کف پای صاف حداکثر فشار بیش‌تری را نسبت به گروه طبیعی ($P = 0.004$) و گود ($P = 0.001$) تجربه می‌کند. در ناحیه وسط پا نیز گروه پای گود حداکثر فشار کم‌تری را نسبت به گروه طبیعی ($P = 0.002$) و گروه پای صاف ($P = 0.001$) نشان داد. در ناحیه متاتارسال دوم، گروه کف پای صاف حداکثر فشار بیش‌تری را نسبت به گروه پای گود ($P = 0.003$) و طبیعی ($P = 0.037$) از خود نشان داد. همچنین در ناحیه متاتارسال پنجم، حداکثر فشار وارد در گروه پای گود به‌طور معناداری بیش‌تر از گروه پای صاف ($P = 0.001$) و پای طبیعی ($P = 0.032$) است.

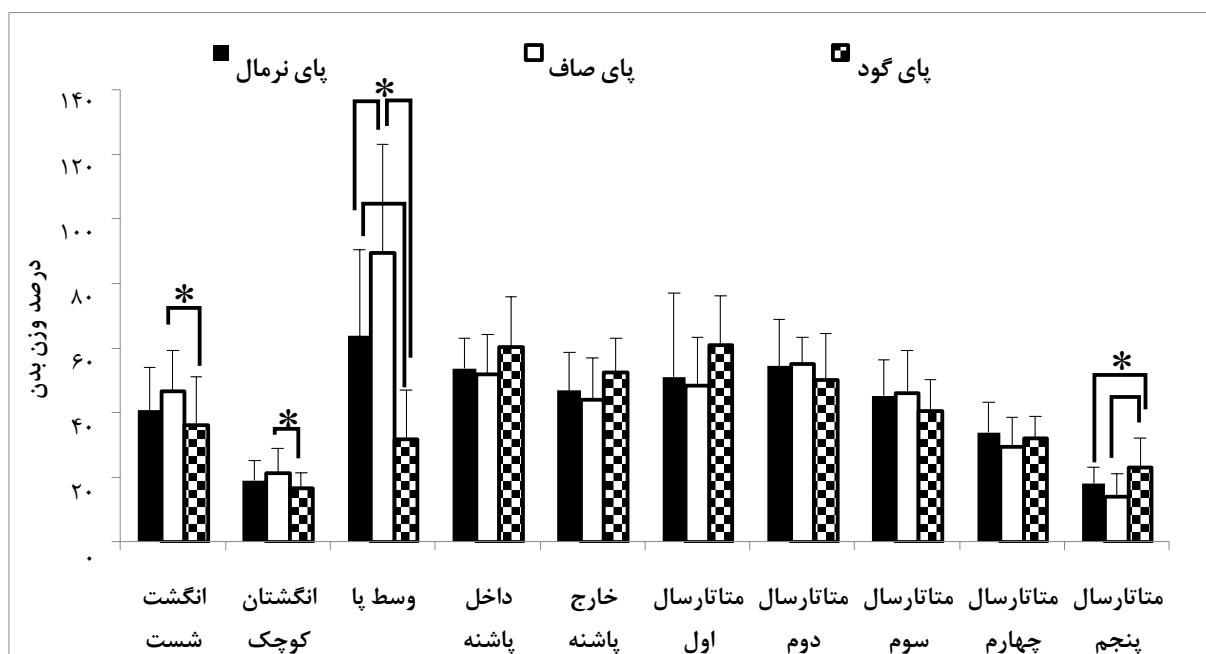
نتایج آزمون MANOVA نشان داد که عامل گروه در حداکثر فشار کف پای ($P = 0.001$), حداکثر نیرو ($P = 0.001$), ایمپالس ($P = 0.001$), درصد زمان طی شده در زیرفازهای استانس (0.13) و نسبت نیروی داخلی به خارجی ($P = 0.034$) اثر معناداری دارد. در تصویر ۴ نشان داده شده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، نتایج آزمون تعقیبی بنفرونی نشان می‌دهد که در ناحیه انگشت شست، گروه کف پای صاف حداکثر فشار وارده بیش‌تری را نسبت به دو گروه پای طبیعی ($P = 0.015$) و گود ($P = 0.001$) تجربه می‌کند. در ناحیه



تصویر ۴: مقایسه حداکثر فشار وارد بر مناطق پای افراد حاضر در گروه‌های پژوهش. (* به معنای معناداری در سطح ۰/۰۵ می‌باشد)

نیروی بیشتری را نسبت به گروه طبیعی ($P = 0/003$) و گروه پای گود ($P = 0/0001$) از خود نشان داد، در این ناحیه گروه طبیعی نیز حداکثر نیروی بیشتری را نسبت به گروه پای گود متحمل می‌شود ($P = 0/0001$). همچنین حداکثر نیروی وارد بر متاتارسال پنجم در گروه پای گود به‌طور معناداری نسبت به گروه پای صاف ($P = 0/0001$) و پای طبیعی ($P = 0/040$) بیشتر است.

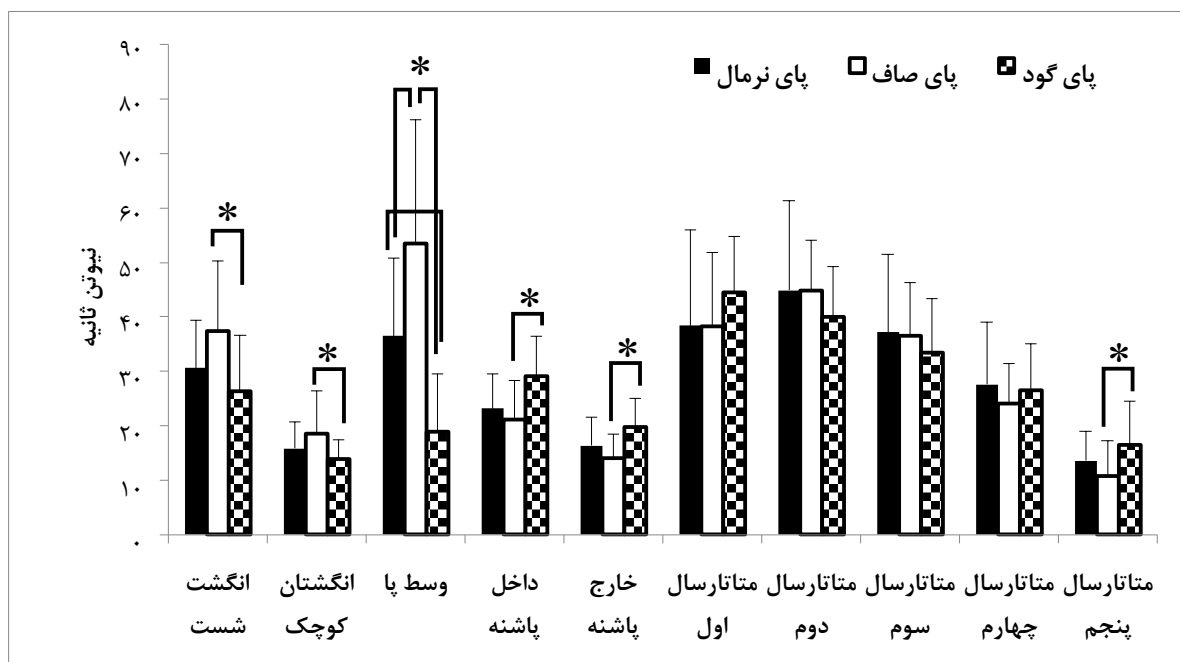
نتایج مربوط به حداکثر نیروی وارد بر مناطق پای افراد حاضر در گروه‌های مورد مطالعه حاضر در تصویر ۵ نشان داده شده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، آزمون تعقیبی بنفرونی نشان می‌دهد که در ناحیه انگشت شست ($P = 0/021$) و انگشتان کوچک ($P = 0/028$)، گروه پای صاف حداکثر نیروی بیشتری را نسبت به گروه پای گود متحمل می‌شود. در ناحیه وسط پا، گروه کف پای صاف حداکثر



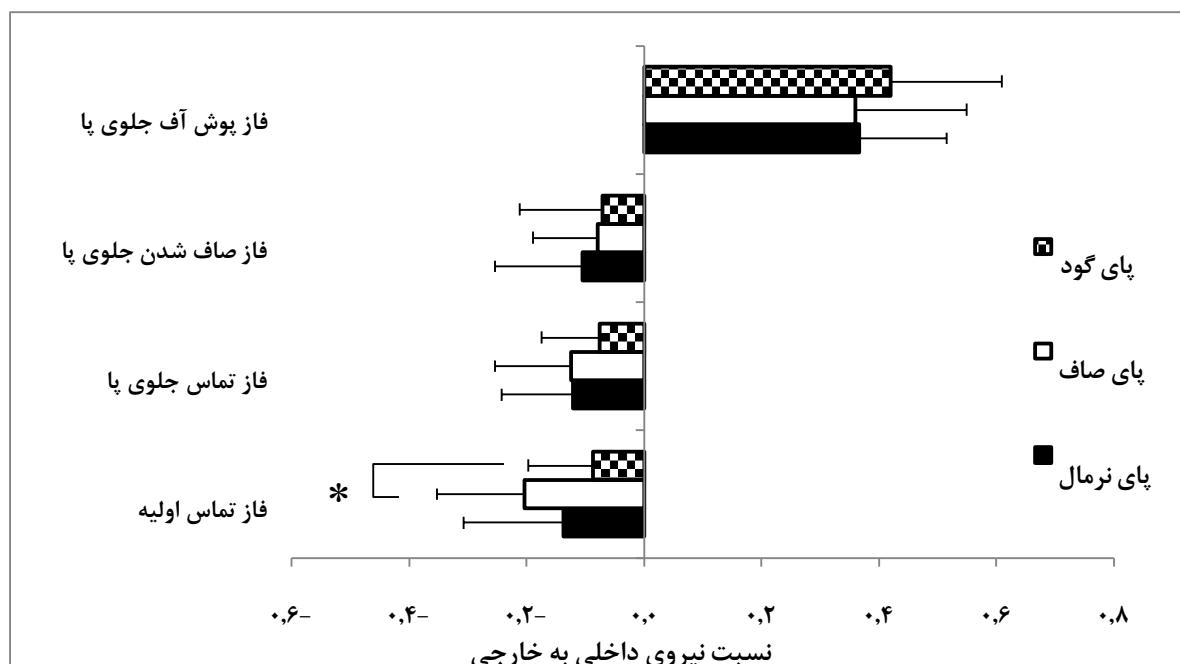
تصویر ۵: مقایسه حداکثر نیروی وارد بر مناطق مختلف پا حین دویدن بین سه گروه نرمال، پای صاف و پای گود. (*) به معنای معناداری در سطح ۰/۰۵ می‌باشد

نیز از ایمپالس وارد بر گروه پای گود بیش تر بود ($P = 0/004$). در ناحیه داخل پاشنه، گروه پای گود ایمپالس بیش تری را نسبت به گروه پای طبیعی ($P = 0/028$) و پای صاف ($P = 0/002$) از خود به نمایش گذاشت. در ناحیه خارج پاشنه، گروه پای گود ایمپالس بیش تری را نسبت به گروه پای صاف متحمل شد ($P = 0/002$). همچنین ایمپالس وارد بر متاتارسال پنجم گروه پای گود به طور معناداری از ایمپالس وارد بر متاتارسال پنجم گروه پای صاف بیش تر بود ($P = 0/030$).

مقادیر مربوط به ایمپالس وارد بر مناطق مختلف پای افراد حاضر در گروه های پژوهش حاضر در **تصویر ۶** آورده شده است. نتایج آزمون تعقیبی بنفرونی نشان می دهد که در ناحیه انگشت شست ($P = 0/006$) و انگشتان کوچک ($P = 0/035$) ایمپالس وارد بر گروه کف پای صاف به طور معناداری از ایمپالس وارد بر همین نواحی در گروه پای گود بیش تر است. در ناحیه وسط پا، ایمپالس گروه کف پای صاف به طور معناداری از گروه پای طبیعی ($P = 0/006$) و گروه پای گود ($P = 0/001$) بیش تر است. همچنین در این ناحیه ایمپالس وارد بر گروه طبیعی



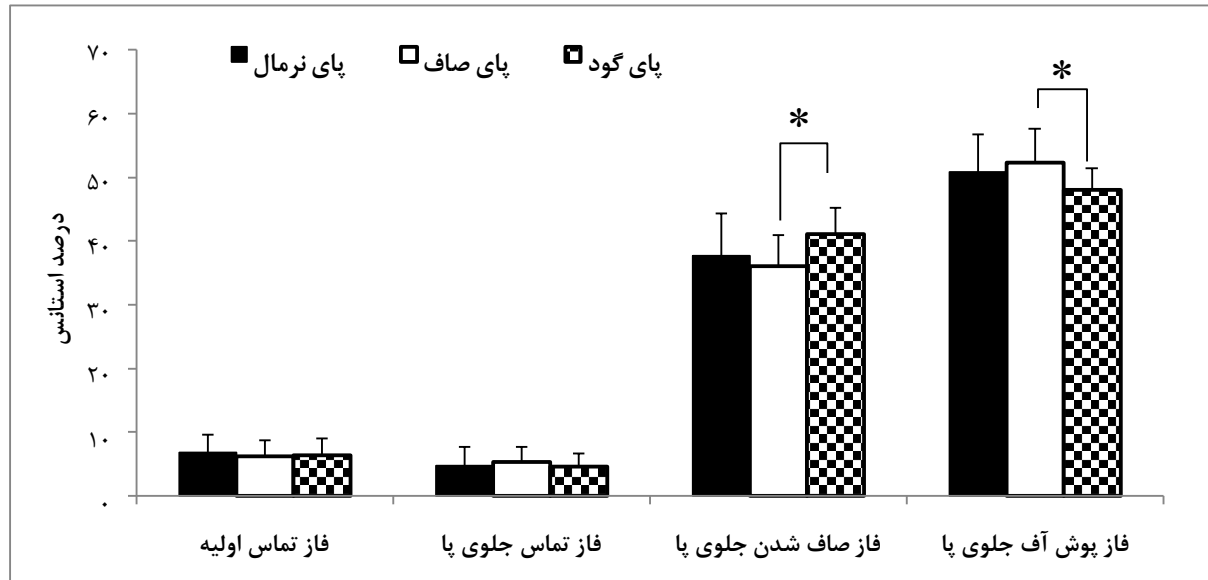
تصویر ۶: مقایسه ایمپالس وارد بر مناطق مختلف پا حین دویدن بین سه گروه نرمال، پای صاف و پای گود. (*) به معنای معناداری در سطح ۰/۰۵ می باشد



تصویر ۷: مقایسه نسبت نیروی داخلی-خارجی پای افراد حاضر در گروه ها در فازهای مختلف استانس دویدن. (*) به معنای معناداری در سطح ۰/۰۵ می باشد

آزمون تعقیبی بنفرونی نشان می‌دهد که در فاز صاف شدن جلوی پای گروه پای گود مدت زمان بیشتری را نسبت به گروه پای صاف صرف می‌کند ($P = 0/011$). اما در فاز پوش آف جلوی پای صاف بود که مدت زمان بیشتری را نسبت به گروه پای گود صرف این فاز حرکتی کرد ($P = 0/022$).

تصویر ۷ مقایسه نسبت نیروی داخل به خارج پا را در چهار فاز مختلف استانس در سه گروه حاضر در این مطالعه را نشان می‌دهد. نتایج آزمون تعقیبی بنفرونی نشان داد که در فاز تماس اولیه، این نسبت در گروه کف پای صاف به صورت معناداری خارجی تر (منفی تر) است ($0/050 = P$). در دیگر فازها در این نسبت اختلافی وجود نداشت. یافته‌های مربوط به مدت زمان هریک از فازهای مورد بررسی استانس بر اساس درصد سیکل استانس در **تصویر ۸** نشان داده شده است. نتایج



تصویر ۸: مقایسه زمان هر یک از فازهای استانس سه گروه براساس درصد استانس. (*) به معنای معناداری در سطح ۰/۰۵ می‌باشد

بحث

نیز طی مطالعه‌ای نشان دادند که طی اجرای حرکات ورزشی میزان بارگیری و نرخ بارگیری در ناحیه پای ورزشکاران دارای ساختار پای گود از افراد نرمال بیشتر است [۲۴]. همچنین نشان داده شده است که ارتفاع زیاد قوس طولی داخلی باعث بیش‌تر شدن سفتی مکانیک حرکت می‌شود و با کاهش در ظرفیت جذب شوک همراه است [۲۱]. Powell و همکاران طی مطالعه‌ای نشان دادند که افراد دارای پای گود حین انجام حرکات ورزشی، دامنه حرکتی مفصلی محدودتری دارند که نشان‌گر سفتی بیش‌تری در اندام تحتانی این افراد می‌باشد [۲۵]. به نظر می‌رسد که در افراد دارای پای گود، ظرفیت جذب شوک با افزایش سفتی اندام کاهش پیدا کرده و سبب بارگیری بیش‌تر در پای این افراد می‌شود. سفتی بیش‌تر در اندام تحتانی باعث افزایش بارگیری در ناحیه اندام تحتانی افراد دارای پای گود شده [۲۱] و باعث افزایش ریسک ابتلا به آسیب‌های پرکاری از قبیل استرس فراکچر [۲۶]، آسیب‌های غضروفی [۲۷] و گسترش استئوآرتریت [۲۸] می‌شود.

نتایج این مطالعه نشان داد که افراد با کف پای صاف توزیع بار بیش‌تری را در ناحیه انگشت شست، انگشتان کوچک، متاتارسال دوم و وسط پا نسبت به افراد دارای پای گود و نرمال از خود به نمایش می‌گذارند. این نتایج با نتایج پیشین که بیانگر وجود تفاوت‌های عملکردی در ساختارهای متفاوت پا هستند، هم‌سو است [۵، ۲۵، ۲۹]. نشان داده شده است که افراد دارای کف پای صاف به علت دارا بودن پرونیشن اضافی، از مکانیک حرکتی متفاوت برخوردار هستند [۲۹]. همچنین،

هدف از انجام این مطالعه مقایسه الگوی توزیع فشار کف پایی دوندگان با ساختارهای متفاوت کف پا بود. نتایج این مطالعه نشان داد که حداکثر فشار کف پایی وارد بر نواحی انگشت شست، انگشتان کوچک، وسط پا و متاتارسال دوم در گروه پای صاف از گروه‌های پای نرمال و پای گود بیش‌تر است. علاوه بر این، در ناحیه متاتارسال پنجم، حداکثر فشار کف پایی وارد بر گروه پای گود از گروه‌های پای صاف و پای نرمال بیش‌تر بود. همچنین حداکثر نیروی وارد بر نواحی انگشت شست، انگشتان کوچک و وسط پای وارد بر گروه پای صاف نسبت به گروه‌های پای گود و پای نرمال بیش‌تر است. در گروه پای گود نیز حداکثر نیروی وارد بر ناحیه متاتارسال پنجم نسبت به گروه پای صاف و پای نرمال بیش‌تر بود. نتایج این مطالعه در مورد مقایسه ایمپالس وارد بر نواحی ده‌گانه پا حین دویدن بین سه گروه نشان داد که افراد حاضر در گروه پای صاف در نواحی انگشت شست، انگشتان کوچک و وسط پا ایمپالس بیش‌تری را نسبت به گروه پای گود تحمل می‌کنند. همچنین در ناحیه وسط پا، ایمپالس وارده بر گروه پای صاف از پای نرمال نیز بیش‌تر بود. در نواحی خارج پاشنه و متاتارسال پنجم، گروه پای گود ایمپالس بیش‌تری را نسبت به گروه پای صاف و در ناحیه داخل پاشنه ایمپالس بیش‌تری را نسبت به گروه پای صاف و پای طبیعی متحمل می‌شود. نتایج این مطالعه با نتایج مطالعات Hillstrom و همکاران [۵] و Williams و همکاران [۶] که نشان‌دهنده وجود مکانیک متفاوت در افراد با ساختارهای متفاوت کف پایی بودند، هم‌سو است. Carson و همکاران

به خارجی در فاز تماس اولیه در گروه پای صاف دلیل احتمالی افزایش نرخ ابتلای بالای این افراد به آسیب تندینوپاتی آشیل باشد. همچنین، نتایج این مطالعه نشان داد که در فاز صاف شدن جلوی پا، گروه کف پای صاف مدت زمان کمتری را نسبت به گروه پای گود صرف می‌کنند. در عوض در فاز پوش آف جلوی پا گروه پای صاف مدت زمان بیشتری را نسبت به گروه پای گود صرف می‌کند. همچنین نتایج این مطالعه نشان داد که ایمپالس و بارهای وارد بر مناطق جلویی پا در گروه پای صاف از گروه پای گود بیش‌تر بود. ایمپالس وارد بر نواحی متاتارسال پنجم، داخل پاشنه و خارج پاشنه در گروه پای گود بیش‌تر از گروه نرمال بود که در ناحیه داخلی پاشنه این مقدار در گروه پای گود از پای نرمال نیز بیش‌تر بود که این تفاوت‌ها با تفاوت در مدت زمان طول کشیدن فاز صاف شدن جلوی پا در گروه پای گود همراه بود. نواحی عقب پا و میانی پا طی فازهای ابتدایی دوییدن مورد بارگیری قرار می‌گیرند که بارگیری این مناطق پس از پوش آف کاهش پیدا می‌کند. در این مطالعه در گروه پای گود در فاز صاف شدن جلوی پا؛ که با بارگیری مناطق پشتی و میانی همراه است، مدت زمان بیش‌تری نسبت به گروه پای صاف سپری شد. به نظر می‌رسد که افزایش مدت استقرار در این فاز با افزایش مدت بارگیری و تجمع بار همراه بوده است که در نهایت سبب افزایش بارگیری در این نواحی در گروه پای گود گردیده است. در گروه پای صاف نیز در فاز پوش آف جلوی پا، مدت زمان بیش‌تری برای این فاز سپری شد. در فاز پوش آف جلوی پا، مناطق جلویی پا و انگشتان مورد بارگیری قرار می‌گیرند. با افزایش مدت این بارگیری، بارگیری در این ناحیه افزایش یافته و سبب بروز اختلاف بین گروه پای صاف با دیگر گروه‌ها گردیده است. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که تفاوت در زمان بندی فازهای مختلف استانس علی‌الخصوص فازهای صاف شدن جلوی پا و پوش آف جلوی پا می‌تواند سبب تغییر در الگوی بارگیری مناطق مختلف پا گردد.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که افراد با ساختارهای متفاوت در قوس طولی داخلی، الگوهای توزیع فشار متفاوتی را نسبت به یکدیگر حین دوییدن به نمایش می‌گذارند. این الگوهای متفاوت می‌تواند سبب ایجاد آسیب‌های متفاوتی در این افراد گردد. از یافته‌های مطالعه حاضر می‌توان در تولید کفش و پاپوش‌های ورزشی استفاده کرد تا در تولید کفش و قالب‌گیری‌های خود اثرات ساختار کف پا روی نحوه توزیع فشار کف پای را مدنظر قرار دهند.

سپاسگزاری

این مقاله حاصل از رساله دکتری با کد اخلاق ۱۶/۳۵/۹/۵۴۱ پ/ می‌باشد.

بدینوسیله از تمامی شرکت‌کنندگان در این مطالعه و مسئولین آزمایشگاه بیومکانیک اندام تحتانی دانشگاه بوعلی سینا کمال تشکر و سپاسگزاری را داریم.

Buldt و همکاران نشان دادند که حین حرکت افراد دارای کف پای صاف حرکات اضافی در اندام تحتانی خود به نمایش می‌گذارند [۳۰]. بنابراین، به نظر می‌رسد که یکی از دلایل این تفاوت‌های مشاهده شده در بارگیری پا، حرکات اضافی ناشی از صاف بودن کف پا باشد. این حرکات اضافی، با تاثیرگذاری روی الگوهای فشار کف پای می‌تواند سبب افزایش ریسک ابتلا به آسیب شود [۸]. در بروز آسیب‌های ورزشی عوامل درونی و عوامل بیرونی دخیل هستند. در این میان عوامل داخلی ناهنجاری‌های بیومکانیکی هستند که از جمله آن‌ها می‌توان به بدراستایی اندام، عدم تعادل عضلانی، ضعف، عدم انعطاف و ناپایداری اشاره کرد [۳۱]. پای صاف به‌عنوان یکی از شرایط بدراستایی در اندام، یکی از عوامل درونی در بروز آسیب‌های ناشی از دوییدن است که در عملکرد اندام تحتانی حین حرکت اثرگذار است [۵]. مکانیزم‌های بالقوه‌ای که این تغییرات عملکردی پا را با آسیب‌های ناشی از دوییدن و یا پرکاری ارتباط می‌دهد ممکن است که به بیومکانیک تغییر یافته و تغییرات متعاقب حاصل از این تغییرات مربوط باشد [۳۲]. تفاوت در بارگیری مناطق پا در افراد دارای کف پای صاف که در این مطالعه مشاهده شد، می‌تواند دلیلی برای بروز آسیب در این افراد باشد.

Williams و همکاران طی مطالعه‌ای نشان دادند که افراد دارای پای گود بیش‌تر در معرض آسیب بافت‌های سفت از قبیل استخوان و استرس فراکچر در ناحیه خارجی اندام تحتانی قرار دارند [۳۳] و افرادی که دارای ساختار پای صاف هستند، بیش‌تر به آسیب‌های بافت نرم، آسیب‌های زانو و آسیب‌های لبه داخلی اندام تحتانی مبتلا می‌شوند [۳۳]. نتایج این مطالعه به خوبی تأیید کننده نتایج حاصل از مطالعه حاضر که بیانگر الگوی توزیع فشار متفاوت در افراد با ساختارهای متفاوت در ناحیه پا است. بنابراین احتمالاً وجود آسیب‌های متفاوت در دوندگان دارای ساختارهای متفاوت صاف و گود می‌تواند به دلیل الگوهای بارگیری متفاوت در نواحی مختلف پای این افراد باشد. Williams و همکاران نیز در مطالعه خود نشان دادند که افرادی که دارای ساختار پای صاف هستند، بیش‌تر به آسیب‌های بافت نرم، آسیب‌های زانو و آسیب‌های لبه داخلی اندام تحتانی مبتلا می‌شوند [۳۳]. نتایج مطالعه Williams و همکاران به خوبی موید نتایج حاصل از مطالعه حاضر است. بنابراین احتمالاً وجود آسیب‌های متفاوت در لبه‌های داخلی و خارجی اندام تحتانی در دوندگان دارای ساختارهای متفاوت صاف و گود می‌تواند به دلیل بارگیری‌های متفاوت در لبه خارجی و داخلی این افراد باشد. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که در فاز تماس اولیه گروه پای صاف نسبت نیروی داخلی به خارجی منفی‌تری را نسبت به دو گروه پای گود و نرمال از خود به نمایش می‌گذارد. van Ginkel و همکاران طی مطالعه‌ای آتی‌نگر نشان دادند که نسبت نیروی داخلی-خارجی خارجی‌تر (منفی‌تر) در لحظه بلافاصله پس از تماس پاشنه، ریسک فاکتوری برای ابتلا به تندینوپاتی آشیل محسوب می‌شود [۳۴]. همچنین نشان داده شده است که صاف بودن کف پا نیز یکی از ریسک فاکتورهای اصلی ابتلا به تندینوپاتی آشیل است [۳۵]. بنابراین به نظر می‌رسد که تفاوت در نسبت نیروی داخلی

References

1. Monteiro M, Gabriel R, Aranha J, Neves e Castro M, Sousa M, Moreira M. Influence of obesity and sarcopenic obesity on plantar pressure of

postmenopausal women. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2010;25(5):461-7. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.01.017 pmid: 20176421

2. Hessert MJ, Vyas M, Leach J, Hu K, Lipsitz LA, Novak V. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC Geriatr*. 2005;5(1):8. doi: [10.1186/1471-2318-5-8](#) pmid: [15943881](#)
3. Phethean J, Nester C. The influence of body weight, body mass index and gender on plantar pressures: results of a cross-sectional study of healthy children's feet. *Gait Posture*. 2012;36(2):287-90. doi: [10.1016/j.gaitpost.2012.03.012](#) pmid: [22483605](#)
4. Oatis C. *Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement*, ed 2, Baltimore, 2009. Lippincott Williams & Wilkins.
5. Hillstrom HJ, Song J, Kraszewski AP, Hafer JF, Mootanah R, Dufour AB, et al. Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot. *Gait Posture*. 2013;37(3):445-51. doi: [10.1016/j.gaitpost.2012.09.007](#) pmid: [23107625](#)
6. Williams DS, 3rd, Davis IM, Scholz JP, Hamill J, Buchanan TS. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait Posture*. 2004;19(3):263-9. doi: [10.1016/S0966-6362\(03\)00087-0](#) pmid: [15125915](#)
7. Cobb SC, Tis LL, Johnson JT, Wang YT, Geil MD, McCarty FA. The effect of low-mobile foot posture on multi-segment medial foot model gait kinematics. *Gait Posture*. 2009;30(3):334-9. doi: [10.1016/j.gaitpost.2009.06.005](#) pmid: [19615908](#)
8. Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW, Cullison TR. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *Am J Sports Med*. 1999;27(5):585-93. doi: [10.1177/03635465990270050701](#) pmid: [10496574](#)
9. 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. pmid: [2788605](#)
10. Burns J, Crosbie J, Hunt A, Ouvrier R. The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005;20(9):877-82. doi: [10.1016/j.clinbiomech.2005.03.006](#) pmid: [15882916](#)
11. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004;19(4):391-7. doi: [10.1016/j.clinbiomech.2003.12.010](#) pmid: [15109760](#)
12. 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. doi: [10.1186/1757-1146-2-35](#) pmid: [19939283](#)
13. Willems TM, De Clercq D, Delbaere K, Vanderstraeten G, De Cock A, Witvrouw E. A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. *Gait Posture*. 2006;23(1):91-8. doi: [10.1016/j.gaitpost.2004.12.004](#) pmid: [16311200](#)
14. Willems TM, Witvrouw E, De Cock A, De Clercq D. Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running. *Med Sci Sports Exerc*. 2007;39(2):330-9. doi: [10.1249/01.mss.0000247001.94470.21](#) pmid: [17277598](#)
15. Chuter VH, Janse de Jonge XA. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. *Gait Posture*. 2012;36(1):7-15. doi: [10.1016/j.gaitpost.2012.02.001](#) pmid: [22440758](#)
16. Hetsroni I, Finestone A, Milgrom C, Ben-Sira D, Nyska M, Mann G, et al. The role of foot pronation in the development of femoral and tibial stress fractures: a prospective biomechanical study. *Clin J Sport Med*. 2008;18(1):18-23. doi: [10.1097/JSM.0b013e31815ed6bf](#) pmid: [18185034](#)
17. Burns J, Keenan AM, Redmond A. Foot type and overuse injury in triathletes. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2005;95(3):235-41. doi: [10.7547/0950235](#) pmid: [15901809](#)
18. Yates B, White S. The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. *Am J Sports Med*. 2004;32(3):772-80. doi: [10.1177/0095399703258776](#) pmid: [15090396](#)
19. Buist I, Bredeweg SW, Bessem B, van Mechelen W, Lemmink KA, Diercks RL. Incidence and risk factors of running-related injuries during preparation for a 4-mile recreational running event. *Br J Sports Med*. 2010;44(8):598-604. doi: [10.1136/bjsm.2007.044677](#) pmid: [18487252](#)
20. van Gent RN, Siem D, van Middelkoop M, van Os AG, Bierma-Zeinstra SM, Koes BW. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med*. 2007;41(8):469-80; discussion 80. doi: [10.1136/bjsm.2006.033548](#) pmid: [17473005](#)
21. Williams DS, McClay IS. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. *Phys Ther*. 2000;80(9):864-71. pmid: [10960934](#)
22. Willems T, Witvrouw E, Delbaere K, De Cock A, De Clercq D. Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors. *Gait Posture*. 2005;21(4):379-87. doi: [10.1016/j.gaitpost.2004.04.002](#) pmid: [15886127](#)
23. Willems TM, De Ridder R, Roosen P. The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running. *Gait Posture*. 2012;35(3):405-9. doi: [10.1016/j.gaitpost.2011.10.362](#) pmid: [22153665](#)
24. Carson DW, Myer GD, Hewett TE, Heidt RS, Jr., Ford KR. Increased plantar force and impulse in American football players with high arch compared to normal arch. *Foot (Edinb)*. 2012;22(4):310-4. doi: [10.1016/j.foot.2012.09.002](#) pmid: [23141809](#)
25. Powell DW, Long B, Milner CE, Zhang S. Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks. *Hum Mov Sci*. 2011;30(1):105-14. doi: [10.1016/j.humov.2010.08.015](#) pmid: [21220174](#)
26. Milgrom C, Giladi M, Kashtan H, Simkin A, Chisin R, Margulies J, et al. A prospective study of the effect

- of a shock-absorbing orthotic device on the incidence of stress fractures in military recruits. *Foot Ankle*. 1985;6(2):101-4. [pmid: 4065773](#)
27. Simon SR, Radin EL, Paul IL, Rose RM. The response of joints to impact loading. II. In vivo behavior of subchondral bone. *J Biomech*. 1972;5(3):267-72. [pmid: 4269623](#)
 28. Reinker KA, Ozburne S. A comparison of male and female orthopaedic pathology in basic training. *Mil Med*. 1979;144(8):532-6. [pmid: 116171](#)
 29. Levinger P, Murley GS, Barton CJ, Cotchett MP, McSweeney SR, Menz HB. A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait Posture*. 2010;32(4):519-23. [doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.07.013](#) [pmid: 20696579](#)
 30. Buldt AK, Murley GS, Butterworth P, Levinger P, Menz HB, Landorf KB. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait Posture*. 2013;38(3):363-72. [doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.01.010](#) [pmid: 23391750](#)
 31. Cowan DN, Jones BH, Robinson JR. Foot morphologic characteristics and risk of exercise-related injury. *Arch Fam Med*. 1993;2(7):773-7. [pmid: 7906597](#)
 32. McPoil TG, Hunt GC. Evaluation and management of foot and ankle disorders: present problems and future directions. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1995;21(6):381-8. [doi: 10.2519/jospt.1995.21.6.381](#) [pmid: 7655482](#)
 33. Williams DS, 3rd, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001;16(4):341-7. [pmid: 11358622](#)
 34. Van Ginckel A, Thijs Y, Hesar NG, Mahieu N, De Clercq D, Roosen P, et al. Intrinsic gait-related risk factors for Achilles tendinopathy in novice runners: a prospective study. *Gait Posture*. 2009;29(3):387-91. [doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.10.058](#) [pmid: 19042130](#)
 35. 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. [pmid: 12145112](#)