

## ارزیابی بیومکانیکی اثرات انگشت مورتون بر توزیع فشار کف پا حین راه رفتن: یک مطالعه مقطعی مقدماتی

سینا نجفپور<sup>۱</sup>، حامد فدایی<sup>۲</sup>، حکیمه آدی‌گوزلی<sup>۳</sup>

### مقاله پژوهشی

### چکیده

**مقدمه:** ساختار آناتومیکی پا به ویژه انگشتان، نقش مهمی در توزیع نیروها و فشارهای وارد آمده بر کف پا ایفا می‌کند. یکی از ویژگی‌های مورفولوژیکی قابل توجه، انگشت مورتون است که در آن انگشت دوم بلندتر از انگشت اول می‌باشد. این تفاوت ساختاری می‌تواند تعادل دینامیکی را تحت تأثیر قرار داده و احتمال بروز ناهنجاری‌های مرتبط با راه رفتن را افزایش دهد. پژوهش حاضر با هدف بررسی اثرات بیومکانیکی انگشت مورتون بر توزیع فشار کف پا در حین راه رفتن انجام شد.

**مواد و روش‌ها:** ۳۲ دانشجوی دانشگاه علوم پزشکی تبریز در دو گروه ۱۶ نفره (مورتون و طبیعی) بررسی شدند. از پلتفرم اندازه‌گیری فشار کف پا (emed C50) برای ثبت داده‌ها استفاده گردید. متغیرهای مورد بررسی شامل اوج فشار، سطح تماس، مدت تماس و انتگرال فشار-زمان در ۱۰ ناحیه آناتومیکی کف پا بود.

**یافته‌ها:** در افراد دارای پای مورتون، اوج فشار و انتگرال فشار-زمان در ناحیه میانه خارجی پا بیشتر از گروه طبیعی بود (به ترتیب  $P = 0/032$  و  $P = 0/041$ ). این مقادیر در سر متاتارسال دوم ( $P = 0/002$  و  $P = 0/004$ ) و سوم ( $P = 0/011$  و  $P = 0/003$ ) نیز افزایش معنی‌داری را نشان داد. همچنین، سطح تماس در متاتارسال دوم افزایش معنی‌داری داشت ( $P = 0/028$ ). در مقابل، اوج فشار ( $P = 0/014$ )، سطح تماس ( $P = 0/009$ ) و انتگرال فشار-زمان ( $P = 0/001$ ) در ناحیه انگشت شست پای مورتون کاهش یافت. علاوه بر این، اوج فشار در متاتارسال اول نیز کاهش داشت ( $P = 0/021$ ). کاهش معنی‌دار انتگرال فشار-زمان در متاتارسال چهارم نیز مشاهده گردید ( $P = 0/019$ ). از سوی دیگر، در ناحیه انگشتان دوم تا پنجم، اوج فشار ( $P = 0/025$ ) و انتگرال فشار-زمان ( $P = 0/033$ ) در گروه پای مورتون به طور معنی‌داری بالاتر بود.

**نتیجه‌گیری:** پای مورتون می‌تواند الگوی توزیع فشار کف پا را تغییر و احتمالاً خطر آسیب‌های اسکلتی-عضلانی را افزایش دهد. این نتایج اهمیت طراحی کفش‌های مناسب و استفاده از مداخلات ارتوپدیک سفارشی را برای کاهش فشار و بهبود عملکرد پا برجسته می‌کند.

**کلید واژه‌ها:** انگشت مورتون؛ توزیع فشار؛ متاتارسال دوم؛ بیومکانیک پا؛ راه رفتن

**ارجاع:** نجف‌پور سینا، فدایی حامد، آدی‌گوزلی حکیمه. ارزیابی بیومکانیکی اثرات انگشت مورتون بر توزیع فشار کف پا حین راه رفتن: یک مطالعه مقطعی مقدماتی. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۴۰۴؛ ۲۱.

تاریخ چاپ: ۱۴۰۴/۱۱/۱۵

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۱۱/۱۵

تاریخ دریافت: ۱۴۰۳/۱۰/۱۰

«انگشت مورتون» است؛ حالتی که در آن انگشت دوم از انگشت شست (اول) بلندتر است (۵، ۴). پژوهش‌ها برآورد می‌کنند که حدود ۲۲ درصد از جمعیت، دارای این ویژگی ساختاری هستند (۶). این وضعیت می‌تواند موجب تغییر در نحوه توزیع وزن بدن، کاهش پایداری دینامیکی و کاهش کارایی عملکرد حرکتی شود. مطالعات نشان داده‌اند که افراد دارای پای مورتون اغلب فشار بیشتری در ناحیه قدامی پا به ویژه در سر دومین متاتارس تجربه می‌کنند؛ این امر با افزایش احتمال ابتلا به اختلالاتی مانند متاتارسالژیا و تغییرات مفصل متاتارسوفالانژیال همراه است (۸، ۷). در ارزیابی بیومکانیکی راه رفتن، توزیع فشار کف پای از جمله مهم‌ترین

### مقدمه

راه رفتن یکی از پیچیده‌ترین و در عین حال طبیعی‌ترین فعالیت‌های حرکتی انسان محسوب می‌شود که نیازمند هماهنگی دقیق میان سیستم اسکلتی-عضلانی، سامانه عصبی و ساز و کارهای بیومکانیکی بدن است (۱). این عملکرد می‌تواند به عنوان شاخصی کلیدی برای ارزیابی الگوهای حرکتی و پیشگیری از آسیب‌های اندام تحتانی مورد استفاده قرار گیرد (۲). در این میان، ساختار آناتومیکی پا به ویژه ناحیه انگشتان، نقش مؤثری در تنظیم و توزیع نیروهای وارده به کف پا ایفا می‌کند (۳). یکی از ویژگی‌های مورفولوژیکی قابل توجه در این ناحیه، وضعیت موسوم به

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۲- دانشجوی دکتری تخصصی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۳- دانشیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران

نویسنده مسؤول: حامد فدایی؛ دانشجوی دکتری تخصصی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

Email: hamed.fadaei1371@gmail.com

## مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع نیمه تجربی و کاربردی بود و به صورت مقطعی انجام شد. جامعه آماری را دانشجویان زن و مرد دانشگاه علوم پزشکی تبریز تشکیل داد. حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار G\*Power (University of Düsseldorf, Germany) برای آزمون Independent t و با در نظر گرفتن توان ۰/۸، سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و اندازه اثر ۰/۹، ۳۲ نفر (شامل ۱۶ نفر با الگوی انگشت مورتون و ۱۶ نفر فاقد انگشت مورتون) برآورد گردید (۲۳). نمونه‌گیری به روش در دسترس و هدفمند انجام شد. برای کاهش سوگیری ناشی از نمونه‌گیری در دسترس و هدفمند، معیارهای ورود و خروج به دقت تعریف و از انتخاب افراد با ویژگی‌های خاص جلوگیری گردید.

برای شناسایی افراد با پای مورتون، از معاینه بالینی و ارزیابی‌های فیزیکی استفاده شد. در این فرایند، افرادی که در آن‌ها انگشت دوم پا بیش از ۰/۸ سانتی‌متر بلندتر از انگشت اول بود، به عنوان افراد دارای پای مورتون شناسایی شدند (شکل ۱). همچنین، تفاوت طول بین سر متاتارس اول و دوم در دامنه ۰/۸ تا ۲/۸ سانتی‌متر اندازه‌گیری گردید (۸). در صورت نیاز، برای تأیید تشخیص، رادیوگرافی از پا گرفته شد.



شکل ۱. نمای انگشت مورتون روی پلتفرم emed

معیارهای ورود شامل زن یا مرد بودن، عدم ابتلا به بیماری‌های مادرزادی یا مشکلات خاص در ناحیه پا، نداشتن سابقه بیماری‌های مؤثر بر اختلالات اسکلتی، عدم سابقه آسیب‌های جدی (مانند تصادف، پرت شدن یا ضربه‌های شدید)، نداشتن سابقه عمل جراحی در ناحیه پا، قرار داشتن در دامنه سنی ۱۸ تا ۳۰ سال و تمایل به شرکت در تحقیق بود. افراد با پای طبیعی یا افرادی که انگشت دوم پایشان بیش از ۸ میلی‌متر بلندتر از انگشت اول (پای مورتون) بود، واجد شرایط ورود به پژوهش بودند. داشتن هرگونه آسیب یا جراحی در تنه و اندام تحتانی یا

شاخص‌هایی است که اطلاعات دقیق و کاربردی درباره الگوی انتقال نیرو و حرکت مرکز فشار ارایه می‌دهد (۹). متغیرهایی همچون فشار اوج، سطح تماس، مدت تماس و انتگرال فشار-زمان، از مهم‌ترین شاخص‌های مکانیکی جهت بررسی وضعیت بارگذاری کف پا هستند (۱۱، ۱۰). افزایش فشار اوج در نواحی قدامی پا، ممکن است بیان‌کننده بارگذاری بیش از حد و خطر بالقوه آسیب‌دیدگی موضعی باشد (۱۲). تغییرات در سطح تماس کف پا با زمین نیز می‌تواند نشانگر الگوهای حرکتی غیر طبیعی باشد (۱۳). همچنین، شواهد حاکی از آن است که افراد دارای پای مورتون به ویژه هنگام استفاده از کفش‌های نامناسب مانند پاشنه بلند، فشار بیشتری را در ناحیه زیر متاتارس دوم تحمل می‌کنند (۸).

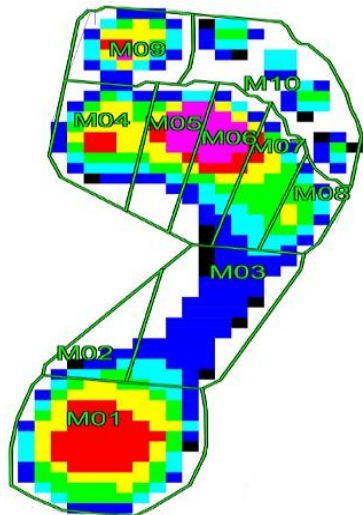
مدت تماس که بیانگر طول زمان تماس هر ناحیه از کف پا با سطح زمین است، بر چگونگی انتقال نیرو در طول فازهای مختلف راه رفتن اثرگذار است و می‌تواند در کاهش یا افزایش پایداری حرکتی نقش مهمی ایفا کند (۱۴، ۱۱). همچنین، شاخص انتگرال فشار-زمان به عنوان حاصل ضرب شدت فشار و زمان تماس، نمایانگر بار مکانیکی مزمن در بافت‌های پا تلقی می‌شود (۱۵). بررسی این متغیرها می‌تواند دیدگاه عمیق‌تری نسبت به اثرات انگشت مورتون بر عملکرد بیومکانیکی پا فراهم سازد.

یافته‌های تحقیقات پیشین نیز نشان داده‌اند که تفاوت‌های ساختاری در انگشتان پا به ویژه در پای مورتون، می‌تواند الگوی توزیع فشار کف پای را دچار تغییرات قابل توجهی کند (۱۶، ۱۷). افرادی که دارای این ویژگی مورفولوژیک هستند، بیش از دیگران در معرض ناهنجاری‌هایی مانند انگشت چکشی، میخچه و اختلالات مفصلی قرار دارند (۱۸، ۱۹). برخی پژوهش‌ها حتی افزایش فشار تا ۳۰ درصد در ناحیه متاتارس دوم را گزارش کرده‌اند و این تغییرات فشار نه تنها احتمال آسیب‌های اسکلتی-عضلانی را افزایش می‌دهند، بلکه می‌توانند باعث تغییر در تعادل نیروها و جابه‌جایی مرکز فشار نیز شوند (۲۰).

یافته‌های مطالعات جدیدتر نیز حاکی از آن است که در پای مورتون، انتقال بار به نواحی دیستال پا با سرعت بیشتری صورت می‌گیرد؛ وضعیتی که منجر به افزایش فشار بر انگشت دوم، کاهش پایداری دینامیکی و در نتیجه، افزایش خطر بروز آسیب‌های ناشی از اضافه بار می‌شود (۲۱، ۷). هرچند شواهد متعددی بر نقش پای مورتون در تشدید فشار و بار مکانیکی مزمن در این نواحی تأکید دارند، اما نتایج تحقیقات در خصوص میزان دقیق تغییرات در متغیرهایی مانند فشار اوج و سطح تماس، یکسان نبوده و گاه با ناهمخوانی‌هایی همراه بوده است (۱۰). از سوی دیگر، این تغییرات می‌توانند متغیرهای کینتیکی مؤثر در عملکرد حرکتی از جمله گشتاورهای مفصلی و نیروهای عکس‌العمل زمین را نیز تحت تأثیر قرار دهند (۲۲).

با وجود پژوهش‌های انجام شده، همچنان ابهامات زیادی در مورد مکانیسم دقیق اثرگذاری انگشت مورتون بر بیومکانیک راه رفتن وجود دارد. یکی از خلأهای مهم در این حوزه، فقدان مطالعاتی است که با کنترل متغیرهای مداخله‌گر [مانند شاخص توده بدنی (Body mass index یا BMI)، سرعت گام‌برداری، دامنه حرکتی مچ پا و زاویه پاشنه در وضعیت ایستاده] به بررسی دقیق‌تر اثر این ویژگی بپردازند. همچنین، بیشتر تحقیقات موجود، فشار کف پا را بدون تفکیک بین پاهای مورتون و غیر مورتون گزارش کرده‌اند. پژوهش حاضر با هدف پر کردن این خلأ و با کنترل متغیرهای مذکور، تلاش داشت تصویر دقیق‌تری از تفاوت‌های بیومکانیکی میان افراد دارای انگشت مورتون و افراد با ساختار پای طبیعی ارایه دهد. نتایج به دست آمده می‌تواند در پیشگیری از آسیب‌های پا، طراحی کفش مناسب و تدوین برنامه‌های غربالگری بیومکانیکی کاربرد داشته باشد.

گروه از آزمون Independent t استفاده شد. همچنین، تفاوت جنسیت بین گروه‌ها با استفاده از آزمون  $\chi^2$  ارزیابی گردید. در نهایت، داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۴ (version 24, IBM Corporation, Armonk, NY) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.  $P < 0/05$  به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.



شکل ۲. قسمت‌های مختلف کف پا براساس

#### روش ماسک PRC

M01: پاشنه، M02: داخل - میانه پا، M03: خارج -  
 میان پا، M04: خارج - میان پا، M04: متاتارسال ۱،  
 M05: متاتارسال ۲، M06: متاتارسال ۳، M07:  
 متاتارسال ۴، M08: متاتارسال ۵، M09: انگشت اول،  
 M10: انگشتان دوم تا پنجم

#### یافته‌ها

میانگین ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول ۱ ارائه شده است. تفاوت معنی‌داری بین دو گروه در هیچ یک از ویژگی‌های دموگرافیک وجود نداشت ( $P > 0/05$ ). علاوه بر این، پاهای هر گروه با استفاده از چارک اول و سوم به انواع قوس بالا (۰/۲۱-۰/۱۱)، قوس معمولی (۰/۲۴-۰/۲۲) و قوس تخت (۰/۳۲-۰/۲۵) طبقه‌بندی شد (۸). توزیع مشابهی از شاخص‌های قوس بین گروه‌ها آشکار بود و میانگین‌ها تفاوت معنی‌داری نداشتند.

در مطالعه حاضر دو متغیر وجود داشت که تفاوت‌های معنی‌داری بین گروه پای مورتون و گروه شاهد طبیعی مشاهده گردید. اولین متغیر، تفاوت طول انگشت دوم و اول بود که از نظر آماری معنی‌دار گزارش شد. در گروه پای طبیعی، انگشت دوم به طور میانگین ۰/۸ سانتی‌متر کوتاه‌تر از انگشت اول بود؛ در حالی که در گروه مورتون، انگشت دوم ۰/۳ سانتی‌متر بلندتر از انگشت اول بود. دومین متغیر معنی‌دار، تفاوت طول سر متاتارس دوم و اول می‌باشد که نشان می‌دهد در گروه پای طبیعی، سر دومین متاتارس ۰/۴ سانتی‌متر کوتاه‌تر از سر اولین متاتارس است؛ در حالی که در گروه مورتون، سر دومین متاتارس ۱/۷ سانتی‌متر بلندتر از سر اولین متاتارس بود. ۹ نفر در گروه پای مورتون و ۸ نفر در گروه پای طبیعی در تحقیق حاضر شرکت نمودند ( $P = 0/781$ ).

وجود هرگونه ناهنجاری تأثیرگذار بر روند مطالعه حداقل در یک سال گذشته نیز به عنوان معیارهای خروج در نظر گرفته شد.

برای ثبت و تحلیل داده‌ها، از پلتفرم اندازه‌گیری فشار کف پا (مدل C50 emed، شرکت Novel GmbH، آلمان) استفاده شد. این پلتفرم دارای یک سطح حسگر به ابعاد  $320 \times 475$  میلی‌متر با  $6080$  حسگر و وضوح چهار حسگر در سانتی‌متر مربع می‌باشد. با اعمال نیرو، حسگرهای موجود در پلتفرم فعال می‌شود و سیستم توزیع فشار را ثبت و داده‌ها را به سیستم منتقل می‌کند. اعتبار، قابلیت اطمینان و دقت اندازه‌گیری‌های این پلتفرم در تحقیقات پیشین تأیید شده است (۲۴، ۲۵). پیش از اجرای آزمون، روند پژوهش به طور کامل برای شرکت‌کنندگان توضیح داده شد و از آن‌ها درخواست گردید فرم رضایت‌نامه را تکمیل نمایند. همچنین، به آن‌ها اطمینان داده شد که اطلاعاتشان محرمانه خواهد ماند و در هر مرحله از مطالعه مجاز به انصراف هستند. تحقیق حاضر مطابق با اعلامیه Helsinki انجام و توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی تبریز تأیید شد. شرکت‌کنندگان پرسش‌نامه پزشکی را تکمیل کردند و رضایت‌نامه کتبی خود را ارائه دادند. هیچ یک از شرکت‌کنندگان از پژوهش انصراف ندادند.

آزمایش طی دو روز متوالی در آزمایشگاه آنالیز حرکت دانشکده توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی تبریز انجام شد. پس از اخذ رضایت‌نامه، شرکت‌کنندگان در شرایط کنترل شده آزمایشگاهی مورد بررسی قرار گرفتند. قد و وزن آن‌ها با استفاده از قدسنج و ترازوی دیجیتال ثبت گردید. پلتفرم emed در مرکز یک مسیر ۱۰ متری قرار گرفت و سطح مسیر برای به حداقل رساندن تغییرات پله‌ای تنظیم شد (۲۶). این دستگاه طبق دستورالعمل سازنده کالیبره گردید. ابتدا شرکت‌کنندگان یک دوره سازگاری پنج دقیقه‌ای داشتند تا با شرایط انجام تست آشنا شوند. در آزمون اصلی، شرکت‌کنندگان دو قدم عقب‌تر از سکو ایستادند و سپس با پای برهنه و با سرعت بین ۱/۶ تا ۲ متر بر ثانیه روی سکو راه رفتند. این سرعت نسبتاً تند بود، اما بیشتر افراد آن را به عنوان عادی توصیف کردند. برای کنترل سرعت، از مترونوم استفاده شد. موقعیت شروع به گونه‌ای تنظیم گردید که گام اول با پای غیر غالب و گام دوم با پای غالب برداشته شود و بر روی دستگاه ثبت گردد (۲۷). انتخاب پای غالب با استفاده از آزمون ضربه توپ تعیین شد (۲۸). شرکت‌کنندگان برای جلوگیری از تغییر الگوی راه رفتن، روی یک نقطه ثابت در مقابل خود تمرکز کردند. تنها تکرارهایی که در آن‌ها شرکت‌کننده پای خود را به طور طبیعی و بدون تغییر الگوی راه رفتن روی مرکز سکو قرار می‌داد، ثبت گردید. بین هر تکرار، ۳۰ ثانیه استراحت در نظر گرفته شد و میانگین پنج تکرار موفق برای هر آزمودنی محاسبه شد (۲۹).

برای تحلیل داده‌های فشار کف پا، از نرم‌افزار Multi-Mask (Novel GmbH, Munich, Germany) استفاده شد. سپس ناحیه کف پا در نرم‌افزار emed Auto Mask به ۱۰ ناحیه آناتومیکی (شکل ۲) تقسیم گردید که شامل پاشنه، میانه داخلی و خارجی پا، متاتارس‌های اول تا پنجم، انگشت بزرگ و انگشتان دوم تا پنجم بود (۳۰). برای هر ناحیه، میانگین اوج فشار (کیلوپاسکال)، سطح تماس (سانتی‌متر مربع)، مدت تماس (میلی‌ثانیه) و انتگرال فشار-زمان (نیوتن-ثانیه) محاسبه شد.

برای توصیف داده‌ها از میانگین و انحراف معیار استفاده شد. به منظور بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها، از آزمون Shapiro-Wilk استفاده گردید که نتایج آن نرمال بودن تمامی متغیرها را تأیید نمود. تفاوت‌های بین دو گروه از نظر ویژگی‌های دموگرافیک شامل سن، جنسیت، قد، وزن، BMI و شاخص قوس پا مورد بررسی قرار گرفت. جهت تحلیل داده‌ها و ویژگی‌های دموگرافیک بین دو

جدول ۲. مقایسه ویژگی‌های دموگرافیک شرکت‌کنندگان

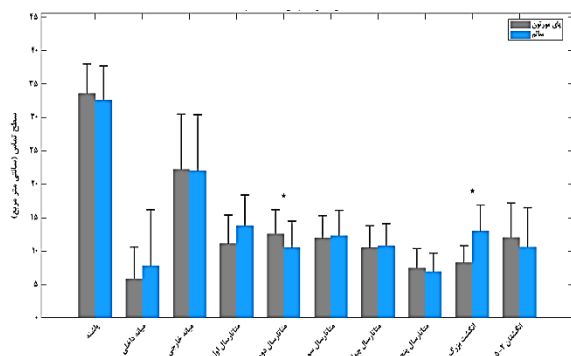
متغیر	گروه پای مورتون (میانگین $\pm$ انحراف معیار)	گروه پای طبیعی (میانگین $\pm$ انحراف معیار)	مقدار P
سن (سال)	27/9 $\pm$ 8/5	27/8 $\pm$ 9/9	0/955
قد (سانتی‌متر)	168/9 $\pm$ 8/6	167/6 $\pm$ 6/8	0/648
وزن (کیلوگرم)	61/2 $\pm$ 12/5	64/6 $\pm$ 13/4	0/390
BMI (کیلوگرم بر مترمربع)	22/1 $\pm$ 2/1	22/9 $\pm$ 3/2	0/324
شاخص قوس (سانتی‌متر)	0/24 $\pm$ 0/02	0/24 $\pm$ 0/03	0/950
تفاوت طول انگشت دوم و اول (سانتی‌متر)	0/3 $\pm$ 0/3	0/8 $\pm$ 0/5	0/001*
تفاوت طول سر متاتارس دوم و اول (سانتی‌متر)	1/7 $\pm$ 0/5	0/4 $\pm$ 0/3	0/001*
زاویه پاشنه در حالت ایستاده	6/8 $\pm$ 4/1	6/1 $\pm$ 3/7	0/615
پلانتار- دورسی فلکشن	58/4 $\pm$ 2/8	55/8 $\pm$ 9/8	0/315
اینورژن- اورژن	29/5 $\pm$ 7/3	29/3 $\pm$ 5/7	0/914

\* تفاوت معنی‌دار در سطح 0/05

BMI: Body mass index

این تفاوت نشان دهنده توزیع نامتوازن فشار در اثر تغییر ساختار پا است. در مقابل، در نواحی پاشنه و کناره بیرونی میان پا، تفاوت چشمگیری بین دو گروه مشاهده نشد (شکل ۳).

در ناحیه انگشت بزرگ، گروه پای مورتون سطح تماس کمتری نسبت به گروه شاهد داشت؛ در حالی که در ناحیه متاتارس دوم، این الگو برعکس و این تفاوت معنی‌دار بود. در سایر نواحی کف پا، تفاوت معنی‌داری بین دو گروه مشاهده نگردید (شکل ۴).



شکل ۴. مقایسه سطح تماس در نواحی مختلف کف پا بین گروه پای

مورتون و گروه شاهد

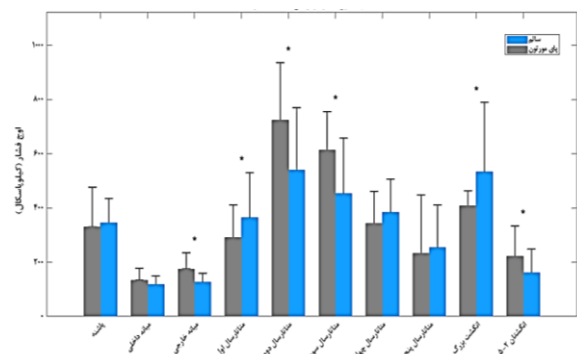
\* وجود تفاوت معنی‌دار

با توجه به شکل ۵، در هیچ یک از نواحی کف پا، تفاوت معنی‌داری از نظر زمان تماس بین گروه پای مورتون و گروه شاهد وجود نداشت. به عبارت دیگر، الگوی زمانی تماس پا با زمین در هر دو گروه تقریباً مشابه بود و تغییرات ساختاری ناشی از پای مورتون تأثیر معنی‌داری بر این متغیر نداشت.

تفاوت معنی‌داری در انتگرال فشار- زمان بین دو گروه در چند ناحیه مشاهده شد که بیشترین تغییر مربوط به ناحیه متاتارس دوم بود. در این ناحیه، گروه پای مورتون انتگرال فشار- زمان بیشتری نسبت به گروه شاهد داشت. سایر نواحی که تفاوت معنی‌دار در آن‌ها مشاهده گردید نیز نشان دهنده تأثیر ساختار پای مورتون بر توزیع فشار در طول زمان است (شکل ۶).

نتایج آزمون Independent t نشان داد که در برخی از نواحی پا بین گروه مبتلا به پای مورتون و گروه طبیعی تفاوت معنی‌داری وجود نداشت ( $P > 0/050$ ). در میانه خارجی پا، اوج فشار و انتگرال فشار- زمان در گروه پای مورتون به طور معنی‌داری بیشتر از گروه طبیعی بود ( $P < 0/050$ ). در متاتارس اول، اوج فشار در گروه پای مورتون به طور معنی‌داری کمتر از گروه طبیعی گزارش شد ( $P < 0/050$ ). در متاتارس دوم، گروه پای مورتون اوج فشار بیشتری را تجربه کرد و سطح تماس و انتگرال فشار- زمان در این گروه به طور معنی‌داری بیشتر از گروه طبیعی بود ( $P < 0/050$ ). در متاتارس سوم نیز اوج فشار و انتگرال فشار- زمان در گروه پای مورتون به طور معنی‌داری بالاتر از گروه طبیعی به دست آمد ( $P < 0/050$ ). اما در متاتارس چهارم، انتگرال فشار- زمان در گروه پای مورتون کمتر از گروه طبیعی ثبت شد ( $P < 0/050$ ).

در انگشت بزرگ، اوج فشار، سطح تماس و انتگرال فشار- زمان در گروه طبیعی به طور معنی‌داری بیشتر از گروه پای مورتون گزارش گردید ( $P < 0/050$ ). علاوه بر این، در انگشتان دوم تا پنجم، گروه پای مورتون اوج فشار و انتگرال فشار- زمان بالاتری را نسبت به گروه طبیعی تجربه کرد ( $P < 0/050$ ). اوج فشار کف پا در گروه پای مورتون نسبت به گروه شاهد در نواحی متاتارس‌ها، شست و میان پا به طور معنی‌داری بیشتر بود (شکل ۳).



شکل ۳. مقایسه اوج فشار در نواحی مختلف کف پا بین گروه پای

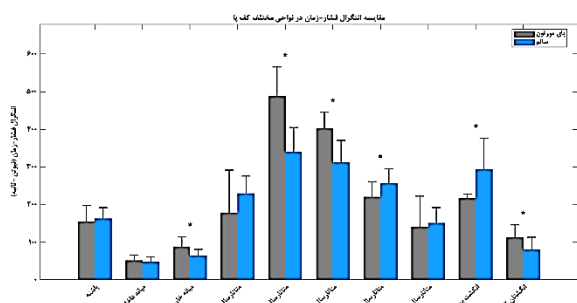
مورتون و گروه شاهد

\* وجود تفاوت معنی‌دار

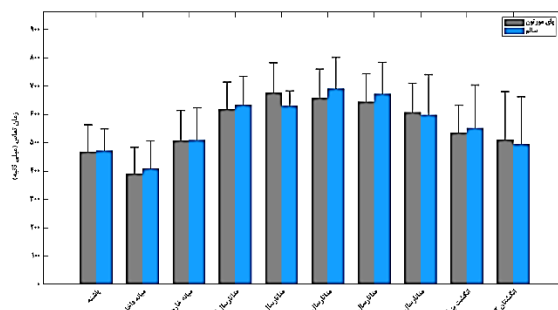
جدول ۲. مقایسه متغیرهای اوج فشار، سطح تماس، زمان تماس و انتگرال فشار- زمان در ده ناحیه مختلف پا و کل پا در دو گروه

ناحیه	اوج فشار (کیلوپاسکال)	سطح تماس (سانتی متر مربع)	زمان تماس (میلی ثانیه)	انتگرال فشار- زمان (نیوتن- ثانیه)
پاشنه				
گروه پای مورتون	۳۲۹/۹ ± ۱۴۶/۷	۳۳/۶ ± ۴/۴	۴۶۹/۰ ± ۹۴/۰	۱۵۴/۷ ± ۴۳/۲
گروه پای طبیعی	۳۴۵/۶ ± ۸۹/۲	۳۲/۶ ± ۵/۱	۴۷۲/۶ ± ۷۶/۶	۱۶۲/۳ ± ۲۸/۷
میانده داخلی پا				
گروه پای مورتون	۱۳۳/۷ ± ۴۴/۱	۵/۹ ± ۴/۷	۳۹۰/۳ ± ۹۳/۵	۵۲/۲ ± ۱۴/۸
گروه پای طبیعی	۱۱۸/۵ ± ۳۰/۷	۷/۸ ± ۸/۴	۴۰۸/۴ ± ۹۸/۰	۴۸/۴ ± ۱۳/۰
میانده خارجی پا				
گروه پای مورتون	۱۷۴/۸ ± ۵۹/۹	۲۲/۲ ± ۸/۳	۵۰۷/۴ ± ۱۰۶/۵	۸۸/۷ ± ۲۶/۵
گروه پای طبیعی	۱۲۶/۵ ± ۳۲/۴	۲۲/۰ ± ۸/۴	۵۰۹/۸ ± ۱۱۳/۴	۶۴/۵ ± ۱۷/۳
متاتارسال اول				
گروه پای مورتون	۲۹۰/۴ ± ۱۲۱/۰	۱۱/۱ ± ۴/۳	۶۱۷/۸ ± ۹۶/۸	۱۷۹/۴ ± ۱۱۲/۴
گروه پای طبیعی	۲۶۴/۴ ± ۱۶۵/۱	۱۳/۸ ± ۴/۶	۶۳۲/۵ ± ۱۰۲/۳	۲۳۰/۵ ± ۴۵/۹
متاتارسال دوم				
گروه پای مورتون	۷۲۲/۵ ± ۲۱۲/۷	۱۲/۶ ± ۳/۶	۶۷۶/۱ ± ۱۰۶/۹	۴۸۸/۴ ± ۷۸/۱
گروه پای طبیعی	۵۳۹/۸ ± ۲۲۹/۲	۱۰/۵ ± ۴/۰	۶۲۹/۳ ± ۵۲/۹	۳۳۹/۵ ± ۶۵/۷
متاتارسال سوم				
گروه پای مورتون	۶۱۲/۴ ± ۱۴۲/۵	۱۱/۹ ± ۳/۴	۶۵۷/۱ ± ۱۰۲/۶	۴۰۲/۳ ± ۴۳/۹
گروه پای طبیعی	۴۵۳/۴ ± ۲۰۳/۷	۱۲/۳ ± ۳/۸	۶۹۰/۱ ± ۱۱۱/۹	۳۱۲/۸ ± ۵۸/۶
متاتارسال چهارم				
گروه پای مورتون	۳۴۲/۳ ± ۱۱۸/۷	۱۰/۵ ± ۳/۳	۶۴۴/۸ ± ۹۸/۴	۲۲۰/۶ ± ۴۰/۶
گروه پای طبیعی	۳۸۲/۹ ± ۱۳۳/۰	۱۰/۸ ± ۳/۳	۶۷۱/۶ ± ۱۱۲/۷	۲۵۷/۳ ± ۳۹/۰
متاتارسال پنجم				
گروه پای مورتون	۳۳۲/۹ ± ۲۱۴/۸	۷/۵ ± ۲/۹	۶۰۷/۱ ± ۱۰۳/۵	۱۴۱/۴ ± ۸۱/۹
گروه پای طبیعی	۲۵۳/۷ ± ۱۵۶/۹	۶/۹ ± ۲/۸	۵۹۸/۵ ± ۱۴۲/۰	۱۵۱/۹ ± ۴۱/۱
انگشت بزرگ				
گروه پای مورتون	۴۰۶/۶ ± ۵۶/۶	۸/۳ ± ۲/۵	۵۳۴/۸ ± ۹۷/۶	۲۱۷/۱۲ ± ۱۰/۹
گروه پای طبیعی	۵۳۲/۱ ± ۲۵۶/۸	۱۳/۰ ± ۳/۹	۵۵۲/۳ ± ۱۵۱/۴	۲۹۳/۹۱ ± ۸۳/۲
انگشتان ۲-۵				
گروه پای مورتون	۲۲۲/۶ ± ۱۱۱/۲	۱۲/۰ ± ۵/۲	۵۱۰/۵ ± ۱۷۰/۴	۱۱۳/۵۸ ± ۳۳/۲
گروه پای طبیعی	۱۶۱/۹ ± ۸۶/۱	۱۰/۶ ± ۵/۹	۴۹۵/۱ ± ۱۶۷/۸	۸۰/۲ ± ۳۳/۵
کل پا				
گروه پای مورتون	۳۶۶/۷ ± ۲۲۵/۶	۱۳/۶ ± ۹/۱	۵۱۱/۹ ± ۲۰۷/۲	۲۵۴/۸ ± ۱۳۸/۱
گروه پای طبیعی	۳۲۷/۹ ± ۲۱۵/۱	۱۴/۰ ± ۹/۱	۵۶۶/۲ ± ۱۴۵/۷	۲۶۰/۵ ± ۱۳۰/۸

\* تفاوت معنی دار در سطح ۰/۰۵، داده‌ها بر اساس میانگین ± انحراف معیار گزارش شده است.



شکل ۶. مقایسه انتگرال فشار و زمان در نواحی مختلف کف پا بین گروه پای مورتون و گروه شاهد  
\* وجود تفاوت معنی دار



شکل ۵. مقایسه زمان تماس در نواحی مختلف کف پا بین گروه پای مورتون و گروه شاهد  
\* وجود تفاوت معنی دار

ثانویه‌ای در زانو یا لگن ایجاد کند (۳۶).

با این حال، برخی تحقیقات نتایج متناقضی ارائه کرده‌اند. به عنوان مثال، Krauss و همکاران در پژوهش خود اختلاف معنی‌داری در فشار زیر متاتارسال اول میان گروه‌های مورد بررسی گزارش نکردند (۳۳). این ناهمخوانی ممکن است به عوامل مداخله‌گر مانند تفاوت در روش اندازه‌گیری، ویژگی‌های جمعیت‌شناختی، نوع کفش یا الگوی راه رفتن مرتبط باشد (۳۵).

**متاتارسال دوم و سوم:** در نواحی متاتارسال دوم و سوم، افزایش معنی‌دار اوج فشار، انتگرال فشار-زمان و سطح تماس در گروه دارای انگشت مورتون مشاهده گردید. این یافته حاکی از جابه‌جایی الگوی بارگذاری از متاتارسال اول به سمت بخش‌های مرکزی پا است که احتمالاً تحت تأثیر طول بیشتر انگشت دوم و تغییر در مرکز فشار پا رخ می‌دهد. این جابه‌جایی می‌تواند منجر به افزایش فشارهای دینامیکی در فاز انتهایی استانس شود و نقش محوری متاتارس دوم در حفظ تعادل در محورهای حرکتی را تقویت کند (۳۷، ۴۸).

مطالعات پیشین نیز گزارش کرده‌اند که افزایش طول متاتارس دوم با بالا رفتن اوج فشار و انتگرال فشار-زمان در این ناحیه مرتبط می‌باشد (۳۸). همچنین، یافته‌های Wearing و همکاران نشان داد که متاتارس دوم و سوم از نظر زمان رسیدن به حداکثر نیرو با یکدیگر همبستگی دارند (۳۹).

با این حال، Naraghi و همکاران در بررسی افراد مبتلا به نوروما مورتون، تفاوت معنی‌داری در فشار نواحی متاتارس دوم و سوم گزارش نکردند (۴۰). این ناهمخوانی ممکن است به تفاوت در جمعیت هدف (ویژگی آناتومیک در برابر بیماری عصبی)، روش‌های اندازه‌گیری و کنترل متغیرهای مخدوشگر مانند وزن، جنس و نوع گام‌برداری مرتبط باشد.

از دیگر یافته‌های مهم مطالعه حاضر، افزایش سطح تماس کف پای در گروه مورتون بود. این تغییر می‌تواند به عنوان یک ساز و کار جبرانی برای توزیع یکنواخت‌تر نیرو و جلوگیری از افزایش استرس نقطه‌ای تفسیر شود. شواهد نشان می‌دهد که در اختلالات آناتومیک مانند افزایش طول متاتارس یا کف پای صاف، بدن با گسترش سطح تماس در ناحیه قدامی، از تمرکز فشار در یک نقطه خاص جلوگیری می‌کند (۴۱، ۴).

با این حال، افزایش سطح تماس همیشه نشانه تطابق مطلوب نیست. در برخی موارد، این وضعیت می‌تواند منجر به توزیع نامؤثر فشار و بارگذاری مزمن ساختارهای قدامی پا شود که در نهایت، با پیامدهایی مانند متاتارسال‌ها، درد مزمن و تغییرات پاتولوژیک همراه است (۴۲، ۱۲). بنابراین، نتایج تحقیق حاضر بر ضرورت توجه به مداخلات اصلاحی و پیشگیرانه تأکید دارد.

**متاتارسال چهارم:** در ناحیه متاتارسال چهارم، کاهش معنی‌دار انتگرال فشار-زمان در گروه دارای انگشت مورتون نسبت به افراد طبیعی، حاکی از تغییر در الگوی بارگذاری پا است. این کاهش احتمالاً در نتیجه جابه‌جایی مرکز فشار به سمت بخش‌های قدامی‌تر پا و تمرکز نیرو در متاتارس‌های داخلی‌تر به ویژه دوم و سوم، رخ داده است (۳۴): الگوی که در سایر یافته‌های پژوهش حاضر نیز تأیید شده است. در شرایط طبیعی، فشار کف پای به طور متعادل میان متاتارسال‌ها توزیع می‌شود و متاتارس چهارم نقشی کلیدی در حفظ تعادل عرضی پا ایفا می‌کند (۳). اما در افراد دارای انگشت مورتون، کاهش فشار در این ناحیه ممکن است به عنوان ساز و کاری تطبیقی در پاسخ به افزایش بار در متاتارسال‌های داخلی‌تر تلقی شود. در نتیجه، سهم نواحی جانبی پا از جمله متاتارسال‌های چهارم و پنجم، در جذب نیرو کاهش می‌یابد و بار اضافی به نواحی مرکزی‌تر منتقل می‌شود. این یافته با

تحلیل توان پس از مطالعه نشان داد که حجم نمونه در اغلب متغیرها کافی بود (توان بیشتر از ۰/۸)؛ هرچند برای متغیرهایی مانند اوج فشار متاتارسال اول (۲۹) = ۰/۳۳، توان، حداقل حجم نمونه پیشنهادی ۵۲ نفر در هر گروه، سطح تماس متاتارسال دوم (۳۳) = ۰/۳۳، توان، حداقل حجم نمونه پیشنهادی ۴۸ نفر در هر گروه، اوج فشار انگشت بزرگ (۴۶) = ۰/۴۶، توان، حداقل حجم نمونه پیشنهادی ۳۸ نفر در هر گروه و اوج فشار انگشتان دوم تا پنجم (۳۹) = ۰/۳۹، توان، حداقل حجم نمونه پیشنهادی ۴۲ نفر در هر گروه، نیاز به تحقیقات با حجم نمونه بزرگ‌تر وجود دارد.

## بحث

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که ساختار غیر معمول انگشت مورتون می‌تواند اثرات قابل توجهی بر الگوی توزیع فشار کف پا در حین راه رفتن داشته باشد. به طور خاص، توزیع فشار در افراد دارای انگشت مورتون از الگوی طبیعی انحراف می‌یابد و با تمرکز بیشتر نیرو بر ناحیه قدامی پا به ویژه در سطح متاتارسال دوم همراه می‌باشد. این یافته‌ها گویای آن است که تغییرات آناتومیک ساده مانند کوتاه بودن انگشت اول یا بلندتر بودن انگشت دوم، می‌توانند پیامدهای عملکردی چشمگیری در زنجیره حرکتی ایجاد کند.

**میان‌ه خارجی پا:** در ناحیه میان‌ه خارجی پا، اوج فشار و انتگرال فشار-زمان در گروه پای مورتون به طور معنی‌داری بالاتر از گروه طبیعی بود. این یافته با مطالعاتی همسو است که نشان می‌دهد افراد دارای انگشت مورتون تمایل دارند وزن بیشتری را به نواحی دیستال و خارجی پا منتقل کنند که این امر می‌تواند ناشی از جابه‌جایی مرکز فشار و تسریع انتقال وزن به جلو باشد و در نتیجه، پایداری پویا را کاهش دهد (۳۱، ۳۲). همچنین، این نتایج با شواهدی که ارتباط بین انگشت مورتون و تغییرات در ثبات و توزیع فشار پا را گزارش کرده‌اند (۳۳، ۳۴)، همخوانی داشت.

افزایش فشار در این ناحیه ممکن است به عنوان یک مکانیسم جبرانی برای حفظ تعادل جانبی عمل کند؛ به ویژه هنگامی که انگشت دوم بلندتر، مرکز فشار را به سمت خارج متمایل می‌سازد. در این شرایط، بدن با افزایش فشار در لبه خارجی پا، سعی در حفظ پایداری دارد و از انحراف بیش از حد جلوگیری می‌کند (۳۱). این مسأله می‌تواند خطر آسیب‌هایی مانند پیچ‌خوردگی مچ پا یا تاندونیت پروئال را افزایش دهد (۳۲).

با این حال، برخی تحقیقات نتایج متفاوتی ارائه کرده‌اند. به عنوان نمونه، نتایج پژوهش Wunderlich و Cavanagh نشان داد که عواملی مانند قوس کف پا، وزن، جنسیت و ساختار کلی پا ممکن است تأثیر بیشتری بر توزیع فشار نسبت به طول انگشت دوم داشته باشد (۳۵). این ناهمخوانی‌ها احتمالاً ناشی از تفاوت در روش‌شناسی، نوع نمونه‌ها و کنترل نکردن متغیرهای مخدوشگر است.

**متاتارسال اول:** یکی از یافته‌های مهم مطالعه حاضر، کاهش معنی‌دار اوج فشار در ناحیه متاتارسال اول در افراد دارای انگشت مورتون نسبت به گروه طبیعی بود. این نتیجه با فرضیه‌ای همخوانی دارد که بر اساس آن، بلند بودن انگشت دوم می‌تواند فشار وارد بر متاتارس اول را کاهش و الگوی توزیع وزن پا را تغییر دهد. چنین تغییری ممکن است با پیامدهای بالینی مانند افزایش خطر بروز بدشکلی‌هایی مانند هالوکس والگوس یا سایر اختلالات ساختاری مرتبط باشد (۳۶).

از آن‌جا که متاتارسال اول نقش کلیدی در فاز پیش‌ران راه رفتن ایفا می‌کند، کاهش بار در این ناحیه می‌تواند منجر به کاهش کارایی بیومکانیکی و افزایش خستگی حین حرکت شود (۳۲). در این شرایط، انتقال جبرانی نیرو به سایر بخش‌های پا ممکن است تعادل حرکتی را بر هم زند و در بلندمدت آسیب‌های

### محدودیت‌ها

با وجود ارایه یافته‌های ارزشمند، پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که در تفسیر نتایج و طراحی مطالعات آینده باید مورد توجه قرار گیرد. نخست، حجم نمونه نسبتاً محدود و انتخاب شرکت‌کنندگان از جامعه‌ای خاص (دانشجویان ۱۸ تا ۳۰ ساله دانشگاه علوم پزشکی تبریز) می‌توانست تعمیم‌پذیری نتایج را به سایر گروه‌های سنی یا جمعیت‌های عمومی محدود کند. به ویژه، افراد مسن، نوجوانان یا کودکان که ممکن بود الگوهای حرکتی متفاوتی داشته باشند، در تحقیق حاضر لحاظ نشدند.

دوم، ماهیت مقطعی پژوهش، مانع از استنباط رابطه علی میان انگشت مورتون و تغییرات بیومکانیکی شد. در نتیجه، اگرچه همبستگی‌هایی مشاهده شد، اما نمی‌توان با قطعیت درباره نقش علی این الگوهای ساختاری در بروز اختلالات حرکتی اظهار نظر کرد. برای غلبه بر این محدودیت‌ها، پیشنهاد می‌شود مطالعات آینده با جمعیتی که نمونه واقعی‌تری از جامعه باشد (مانند گروه‌های سنی متنوع و مشاغل گوناگون) انجام شود تا امکان بررسی دقیق‌تر تأثیرات پایدار انگشت مورتون بر سلامت پا و عملکرد حرکتی فراهم گردد.

### پیشنهادها

با توجه به نتایج پژوهش حاضر، انجام تحقیقات آینده در زمینه‌های زیر توصیه می‌شود؛ بررسی تأثیر انگشت مورتون در گروه‌های سنی و جنسی مختلف به منظور دستیابی به درک دقیق‌تری از شیوع و اثرات آن در جمعیت‌های گوناگون، استفاده از روش‌های تصویربرداری پیشرفته مانند Magnetic resonance imaging (MRI) جهت ارزیابی دقیق‌تر ساختار استخوان‌های کف پای و ارتباط آن با الگوهای توزیع فشار، بررسی تأثیر مداخلات اصلاحی یا تمرینات تخصصی با هدف کاهش فشار در ناحیه متاتارسال دوم و سوم، افزایش حجم نمونه و بررسی شرکت‌کنندگان از مشاغل گوناگون به منظور تعمیم‌پذیری بیشتر نتایج و در نهایت، استفاده از طراحی طولی به منظور بررسی تغییرات فشار کف پای در طول زمان که می‌تواند دید جامع‌تری از روند این تغییرات ارایه دهد.

### نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که ساختار انگشت مورتون با ایجاد اختلال در الگوی طبیعی توزیع فشار کف پا، می‌تواند موجب افزایش فشارهای موضعی و کاهش پایداری دینامیکی و احتمالاً در نهایت افزایش خطر آسیب‌های ناشی از اضافه بار شود. این یافته‌ها بر اهمیت طراحی ارتوتیک‌ها و کفش‌های سفارشی شده به ویژه برای کاهش فشار در ناحیه متاتارسال دوم و بهبود هم‌راستایی نیروها تأکید داشت. از منظر بالینی، نتایج می‌تواند در تدوین راهبردهای پیشگیری و درمان اختلالات ناحیه قدامی پا مانند متاتارسالژی یا مفید واقع شود. در زمینه ورزش و توان‌بخشی نیز می‌توان از این داده‌ها در طراحی کفش‌های ورزشی و برنامه‌های تمرینی متناسب با ویژگی‌های ساختاری پا بهره برد. در نهایت، پیشنهاد می‌گردد تحقیقات آینده با رویکرد طولی و مداخلاتی، اثربخشی این راهکارها را در بهبود عملکرد حرکتی، کاهش درد و ارتقای کیفیت زندگی افراد دارای پای مورتون ارزیابی نمایند.

### تشکر و قدردانی

بدین وسیله از همه شرکت‌کنندگان و کارکنان آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده علوم توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی تبریز که در انجام پژوهش حاضر همکاری

مطالعاتی همسو است که نشان داده‌اند افراد دارای پای مورتون، تمایل به انتقال بیشتر وزن به نواحی دیستال و جانبی پا دارند (۳۴). چنین الگوی توزیعی می‌تواند منجر به عدم تعادل بارگذاری، افزایش خطر آسیب‌های ناشی از استفاده بیش از حد و بروز اختلالاتی مانند متاتارسالژی، التهاب مفصل متاتارسوفالانژیال و تغییر در قوس طولی پا شود (۱۶، ۱۵). همچنین، کاهش بار در متاتارسال چهارم ممکن است نشانه‌ای از افت نقش این ناحیه در مکانیک طبیعی پا باشد؛ وضعیتی که می‌تواند پایداری دینامیکی را تضعیف کند و باعث بروز راهکارهای جبرانی در راه رفتن شود. **انگشت بزرگ:** در ناحیه انگشت بزرگ (هالوکس)، کاهش معنی‌دار اوج فشار، سطح تماس و انتگرال فشار- زمان در گروه دارای انگشت مورتون نسبت به گروه طبیعی مشاهده شد. این کاهش احتمالاً ناشی از انتقال بار به نواحی دیگر به ویژه متاتارسال دوم و سوم و کاهش مشارکت فعال هالوکس در چرخه راه رفتن است. سطح تماس کمتر، بیانگر تعامل محدودتر این انگشت با سطح زمین و کاهش انتگرال فشار- زمان نیز نشان دهنده کوتاه‌تر بودن مدت زمان اعمال نیرو در این ناحیه می‌باشد. با توجه به نقش کلیدی هالوکس در فاز پیش‌رانه، این تغییرات می‌توانند موجب افت عملکرد بیومکانیکی پا، کاهش راندمان حرکتی و افزایش خستگی عضلانی شوند. در بلندمدت نیز احتمال بروز ناهنجاری‌های ساختاری یا عملکردی افزایش می‌یابد. تحقیقات پیشین نیز کاهش بارگذاری در ناحیه هالوکس در افراد دارای پای مورتون را گزارش کرده‌اند (۴۴، ۴۳). برخی پژوهش‌ها این تغییر را مرتبط با اختلالاتی مانند هالوکس و الگوس یا کاهش عملکرد متاتارس اول می‌دانند. با این حال، نتایج متناقض نیز وجود دارد. از جمله مطالعه Krauss و همکاران که تفاوت معنی‌داری را در فشار زیر هالوکس بین گروه‌ها گزارش نکرد (۳۳). این ناهمخوانی ممکن است به تفاوت در قوس کف پا، سبک زندگی یا استفاده از کفش‌های متفاوت مربوط باشد (۳۲).

در مجموع، یافته‌های تحقیق حاضر حاکی از آن است که کاهش فشار و زمان بارگذاری در انگشت بزرگ در افراد دارای انگشت مورتون، می‌تواند نشان دهنده یک الگوی جبرانی در راه رفتن باشد که ممکن است پیامدهای عملکردی و بالینی قابل توجهی به دنبال داشته باشد.

**انگشتان دوم تا پنجم:** در ناحیه انگشتان دوم تا پنجم، افزایش معنی‌دار اوج فشار و انتگرال فشار- زمان در گروه پای مورتون نسبت به گروه طبیعی مشاهده شد. این یافته احتمالاً به دلیل کاهش نقش حمایتی متاتارس اول و جابه‌جایی مرکز فشار به سمت نواحی جلویی‌تر پا است. در این شرایط، بار مکانیکی بیشتری بر انگشتان کناری وارد می‌شود که می‌تواند منجر به افزایش استرس بافتی و بروز درد یا آسیب‌های مزمن در این نواحی شود.

پژوهش‌های Kogler و همکاران (۴۵) و Geng و همکاران (۴۶) نیز گزارش کرده‌اند که کوتاهی متاتارس اول، باعث انتقال بار به انگشتان دوم تا پنجم و افزایش فشار در این بخش‌ها می‌شود. این تغییرات بیومکانیکی ممکن است در درازمدت زمینه‌ساز ناهنجاری‌هایی مانند درد متاتارسال، التهاب مفصل انگشتی و اختلال در عملکرد طبیعی گام‌برداری باشد.

با این حال، برخی مطالعات با این یافته‌ها هم‌راستا نیستند. به عنوان مثال، Wei-Hsien و Yung-Hui به این نتیجه رسیدند که انجام فعالیت‌های ورزشی منظم، می‌تواند توزیع فشار در پا را بهبود دهد و از تمرکز بیش از حد نیرو در نواحی خاص جلوگیری کند (۴۷). این ناهمخوانی‌ها ممکن است ناشی از تفاوت در روش‌های اندازه‌گیری، ویژگی‌های نمونه‌های تحقیق یا سطح فعالیت بدنی افراد مورد بررسی باشد.

نمودند، تشکر و قدردانی به عمل می‌آید.

حکیمه آدی‌گوزلی

مسئولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران: سینا نجف‌پور، حامد فدایی، حکیمه آدی‌گوزلی

### نقش نویسندگان

طراحی و ایده‌پردازی پروژه: سینا نجف‌پور  
جذب منابع مالی برای انجام پروژه: سینا نجف‌پور  
خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی پروژه: حامد فدایی  
فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه: سینا نجف‌پور  
جمع‌آوری داده‌ها: سینا نجف‌پور  
تحلیل و تفسیر نتایج: حامد فدایی، حکیمه آدی‌گوزلی  
خدمات تخصصی آمار: حامد فدایی  
تنظیم دست‌نوشته: سینا نجف‌پور، حامد فدایی، حکیمه آدی‌گوزلی  
ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی: سینا نجف‌پور، حامد فدایی، حکیمه آدی‌گوزلی  
تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله: سینا نجف‌پور، حامد فدایی،

### منابع مالی

هیچ‌گونه کمک مالی از سازمان‌های تأمین‌کننده مالی در بخش‌های عمومی و دولتی، تجاری، غیر انتفاعی، دانشگاه یا مرکز تحقیقات جهت انجام مطالعه حاضر دریافت نشده است. ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی تبریز در نظر گرفته شد و کد اخلاق به شماره IR.TBZMED.REC.1404.410 دریافت گردید.

### تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند.

### References

- Seyfarth A, Zhao G, Jörntell H. Whole body coordination for self-assistance in locomotion. *Frontiers in Neurobotics*. 2022; 16: 883641.
- Perry J, Burnfield J. *Gait Analysis (Internet): Normal and Pathological Function*. 2nd ed. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated; 2010. ISBN: 978-1556427664
- Alla D, Mugada HR, Muneesh S, Alla SS, Anjali RG, et al. Morphometric analysis of foot arches and determining their effect on speed and dynamic stability among 18-to 24-year-old women. *IJS Global Health*. 2025; 8(2): e00541.
- Mueller MJ, Hastings M, Commean PK, Smith KE, Pilgram TK, et al. Forefoot structural predictors of plantar pressures during walking in people with diabetes and peripheral neuropathy. *J Biomech*. 2003; 36(7): 1009-17.
- Potu BK, Saleem BMM, Almarabbeh A. Prevalence of Morton's toe and assessment of the associated risk factors: a cross-sectional study. *Eur J Anat*. 2023; 717-22.
- Young CC, Niedfeldt MW, Morris GA, Eerkes KJ. Clinical examination of the foot and ankle. *Prim Care*. 2005; 32(1): 105-32.
- Sivaji AR, Kizhakkemuriyil Scaria T, Sundaramurthi I. Morton's Foot Syndrome: A Case Report and Overview. *Cureus*. 2024; 16(9): e68731.
- Rodgers MM, Cavanagh PR. Pressure distribution in Morton's foot structure. *Med Sci Sports Exerc*. 1989; 21(1): 23-8.
- Chen J, Dai Y, Grimaldi NS, Lin J, Hu B, et al. Plantar Pressure-Based Insole Gait Monitoring Techniques for Diseases Monitoring and Analysis: A Review. *Adv Mater Technol*. 2022; 7(1).
- Putti AB, Arnold GP, Abboud RJ. Foot pressure differences in men and women. *Foot Ankle Surg*. 2010; 16(1): 21-4.
- Hsi WL, Chai HM, Lai JS. Comparison of pressure and time parameters in evaluating diabetic footwear. *Am J Phys Med Rehabil*. 2002; 81(11): 822-9.
- Pirani H, Azizi M. Comparison of Peak Pressure, Maximum Force, Contact Area, and Contact Time Between the Right and Left Foot in Elite Weightlifters. *J Kermanshah Univ Med Sci*. 2020; 24(1).
- Chien HL, Lu TW, Liu MW. Control of the motion of the body's center of mass in relation to the center of pressure during high-heeled gait. *Gait Posture*. 2013; 38(3): 391-6.
- Remelius JG, van Emmerik REA. Time-To-Contact Analysis of Gait Stability in the Swing Phase of Walking in People With Multiple Sclerosis. *Motor Control*. 2015; 19(4): 289-311.
- Chatwin KE, Abbott CA, Boulton AJM, Bowling FL, Reeves ND. The role of foot pressure measurement in the prediction and prevention of diabetic foot ulceration-A comprehensive review. *Diabetes Metab Res Rev*. 2020; 36(4): e3258.
- Gawronska K, Lorkowski J. Evaluating the Symmetry in Plantar Pressure Distribution under the Toes during Standing in a Postural Pedobarographic Examination. *Symmetry (Basel)*. 202; 13(8): 1476.
- Chow TH. A preliminary exploration of plantar load distributions and foot postures in Taiwanese collegiate athletes with Morton's neuroma. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*. 2025; 17(1): 1-3.
- Hagedorn TJ, Dufour AB, Riskowski JL, Hillstrom HJ, Menz HB, et al. Foot disorders, foot posture, and foot function: the Framingham foot study. *Milanesi S, editor. PLoS One*. 2013; 8(9): e74364.
- Park CH, Chang MC. Forefoot disorders and conservative treatment. *Yeungnam Univ J Med*. 2019; 36(2): 92-8.
- Walker M, Fan HJ. Relationship between foot pressure pattern and foot type. *Foot ankle Int*. 1998; 19(6): 379-83.
- Kim Y. Influences of Metatarsal Toe Orthosis on 3D Kinematic Pelvic Motion during Gait in Individuals with Morton Foot Syndrome. *Journal of Musculoskeletal Science and Technology*. 2025; 9(1).

22. Dicharry J. Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. *Clin Sports Med.* 2010; 29(3): 347–64.
23. 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.
24. Scholz T, Zech A, Wegscheider K, Lezius S, Braumann KM, et al. Reliability and Correlation of Static and Dynamic Foot Arch Measurement in a Healthy Pediatric Population. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2017; 107(5): 419–27.
25. Chockalingam N, Giacomozzi C, Healy A, Sacco I. Discrepancies between plantar pressure devices: Evaluating cross-system reliability for biomechanics, clinical use and predictive modelling. *The Foot.* 2025: 102190.
26. Monteiro RL, Ferreira JSSP, Silva ÉQ, Donini A, Cruvinel-Júnior RH, et al. Feasibility and Preliminary Efficacy of a Foot-Ankle Exercise Program Aiming to Improve Foot-Ankle Functionality and Gait Biomechanics in People with Diabetic Neuropathy: A Randomized Controlled Trial. *Sensors.* 2020; 20(18): 5129.
27. Weon JH, Kim GS, Jung DY. Effect of Calcaneal Taping on Peak Plantar Pressure of Forefoot and Rearfoot during Gait. *J Korean Phys Ther.* 2015; 27(6): 434–8.
28. Jafarnejadgero AA, Shad MM, Majlesi M. Effect of foot orthoses on the medial longitudinal arch in children with flexible flatfoot deformity: A three-dimensional moment analysis. *Gait Posture.* 2017; 55: 75–80.
29. Gurney JK, Kersting UG, Rosenbaum D. Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population. *Gait Posture.* 2008; 27(4): 706–9.
30. Serrato-Pedrosa JA, Urriolagoitia-Sosa G, Romero-Ángeles B, Urriolagoitia-Calderón GM, Cruz-López S, et al. Biomechanical Evaluation of Plantar Pressure Distribution towards a Customized 3D Orthotic Device: A Methodological Case Study through a Finite Element Analysis Approach. *Appl Sci.* 2024; 14(4): 1650.
31. D'ÁoÚt K, Pataky TC, De Clercq D, Aerts P. The effects of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers†. *Footwear Sci.* 2009; 1(2): 81–94.
32. Paton J, Bruce G, Jones R, Stenhouse E. Effectiveness of insoles used for the prevention of ulceration in the neuropathic diabetic foot: a systematic review. *J Diabetes Complications.* 2011; 25(1): 52–62.
33. Krauss I, Grau S, Mauch M, Maiwald C, Horstmann T. Sex-related differences in foot shape. *Ergonomics.* 2008; 51(11): 1693-709.
34. Gijon-Nogueron G, Sanchez-Rodriguez R, Lopezosa-Reca E, Cervera-Marin JA, Martinez-Quintana R, et al., Normal values of the Foot Posture Index in a young adult Spanish population: a cross-sectional study. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2015; 105(1): 42-6.
35. (35) Wunderlich RE, Cavanagh PR. Gender differences in adult foot shape: implications for shoe design. *Med Sci Sports Exerc.* 2001; 33(4): 605–11.
36. Ferrari J, Hopkinson DA, Linney AD. Size and shape differences between male and female foot bones: is the female foot predisposed to hallux abducto valgus deformity? *J Am Podiatr Med Assoc.* 2004; 94(5): 434–52.
37. Sánchez-Serena A, Losa-Iglesias ME, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Morales-Ponce Á, Soriano-Medrano A, et al. Orthopaedic Simulation of a Morton's Extension to Test the Effect on Plantar Pressures of Each Metatarsal Head in Patients without Deformity: A Pre-Post-Test Study. *Diagnostics (Basel, Switzerland).* 2023; 13(19): 3087.
38. Weber JR, Aubin PM, Ledoux WR, Sangeorzan BJ. Second metatarsal length is positively correlated with increased pressure and medial deviation of the second toe in a robotic cadaveric simulation of gait. *Foot ankle Int.* 2012; 33(4): 312–9.
39. Wearing SC, Urry SR, Smeathers JE. Ground reaction forces at discrete sites of the foot derived from pressure plate measurements. *Foot ankle Int.* 2001; 22(8): 653–61.
40. Naraghi R, Slack-Smith L, Bryant A. Plantar Pressure Measurements and Geometric Analysis of Patients With and Without Morton's Neuroma. *Foot Ankle Int.* 2018; 39(7): 829-835.
41. Gefen A. Biomechanical analysis of fatigue-related foot injury mechanisms in athletes and recruits during intensive marching. *Med Biol Eng Comput.* 2002; 40(3): 302–10.
42. Michelson JD, Durant DM, McFarland E. The injury risk associated with pes planus in athletes. *Foot ankle Int.* 2002; 23(7): 629–33.
43. Gougoulias N, Lampridis V, Sakellariou A. Morton's interdigital neuroma: instructional review. *EFORT open Rev.* 2019; 4(1): 14–24.
44. Rao S, Song J, Kraszewski A, Backus S, Ellis SJ, et al. The effect of foot structure on 1st metatarsophalangeal joint flexibility and hallucal loading. *Gait Posture.* 2011; 34(1): 131–7.
45. Kogler GF, Veer FB, Solomonidis SE, Paul JP. The influence of medial and lateral placement of orthotic wedges on loading of the plantar aponeurosis. *J Bone Joint Surg Am.* 1999; 81(10): 1403–13.
46. Geng X, Shi J, Chen W, Ma X, Wang X, et al. Impact of first metatarsal shortening on forefoot loading pattern: a finite element model study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2019; 20(1):625.
47. Yung-Hui L, Wei-Hsien H. Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. *Appl Ergon.* 2005; 36(3): 355–62.

## Biomechanical Evaluation of Morton's Toe Effects on Plantar Pressure Distribution during Gait: A Preliminary Cross-Sectional Study

Sina Najafpour<sup>1</sup>  , Hamed Fadaei<sup>2</sup>  ,  
Hakimeh Adigozali<sup>3</sup>  

### Original Article

#### Abstract

**Introduction:** The foot's anatomical structure, particularly the toes, plays a crucial role in generating forces and pressures on the sole. Morton's toe, a condition where the second toe is longer than the first, is a notable morphological feature that can impact foot stability and increase the risk of walking-related injuries. This study investigated the biomechanical effects of Morton's toe on plantar pressure during walking.

**Materials and Methods:** Thirty-two students from Tabriz University of Medical Sciences were examined in two groups of 16 (Morton's foot and normal). The emed C50 plantar pressure measurement platform was used to record the data. The variables investigated included peak pressure, contact area, contact time, and pressure-time integral in 10 anatomical regions of the plantar foot.

**Results:** In individuals with Morton's foot, the peak pressure and pressure-time integral in the lateral midfoot region were higher than those in the normal group ( $P = 0.032$  and  $P = 0.041$ , respectively). These values also showed a significant increase at the second metatarsal head ( $P = 0.002$  and  $P = 0.004$ ) and the third metatarsal head ( $P = 0.011$  and  $P = 0.003$ ). Additionally, the contact area at the second metatarsal was significantly increased ( $P = 0.028$ ). In contrast, the peak pressure, contact area, and pressure-time integral in the hallux region decreased in the Morton's foot group ( $P = 0.014$ ,  $P = 0.009$ , and  $P = 0.001$ , respectively). Furthermore, the peak pressure at the first metatarsal also decreased ( $P = 0.021$ ). A significant reduction in the pressure-time integral was also observed at the fourth metatarsal ( $P = 0.019$ ). Furthermore, in the second to fifth toes region, the peak pressure and pressure-time integral were significantly higher in the Morton's foot group ( $P = 0.025$  and  $P = 0.033$ , respectively).

**Conclusion:** These findings suggest that Morton's foot alters plantar pressure distribution, potentially increasing the risk of musculoskeletal injuries. The study underscores the importance of designing appropriate footwear and using customized orthotic interventions to reduce pressure and improve foot function in individuals with Morton's toe.

**Keywords:** Morton's toe; Pressure distribution; Second metatarsal; Foot biomechanics; Gait

**Citation:** Najafpour S, Fadaei H, Adigozali H. **Biomechanical Evaluation of Morton's Toe Effects on Plantar Pressure Distribution during Gait: A Preliminary Cross-Sectional Study.** J Res Rehabil Sci 2025; 21.

Received date: 31.12.2024

Accept date: 04.02.2025

Published: 03.04.2025

1- MSc Student, Department of Biomechanics and Sports Pathology, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

2- PhD Student, Department of Biomechanics and Sports Pathology, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

3- Associate Professor, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran

**Corresponding Author:** Hamed Fadaei; PhD Student, Department of Biomechanics and Sports Pathology, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran; Email: hamed.fadaei1371@gmail.com