

طب ورزشی - پاییز و زمستان ۱۳۹۲
دوره ۵، شماره ۲ - ص: ۳۹-۵۱
تاریخ دریافت: ۹۲/۰۶/۰۵
تاریخ پذیرش: ۹۲/۰۸/۰۶

تأثیر شکل قوس پا بر نیروهای فشاری و برشی مفصل میچ پا در شروع گام برداری

۱. فرشته حبیبی تیرتاشی^۱ - ۲. منصور اسلامی - ۳. زینب تازیکه لمسکی - ۴. عفت حسین زاده
۱ و ۳ و ۴. کارشناس ارشد دانشگاه مازندران، ۲. استادیار دانشگاه مازندران

چکیده

هدف این تحقیق مقایسه نیروهای برشی و فشاری مفصل میچ پا در افراد دارای کف پای صاف و گود بود. ۳۰ دانشجوی دختر (۱۰ نفر کف پای صاف، ۱۰ نفر کف پای گود، ۱۰ نفر کف پای نرمال) با میانگین سن $23 \pm 1/7$ سال، قد $165 \pm 2/5$ سانتی‌متر و وزن $53 \pm 2/5$ کیلوگرم در این پژوهش شرکت کردند. نیروهای برشی و فشاری مفصل میچ پا با روش دینامیک معکوس محاسبه شد. برای سنجش میزان قوس کف پا از آزمون شاخص افتادگی ناوی استفاده شد. برای آزمون فرضیه‌ها از تحلیل واریانس (آنوا) یک‌عامله با اندازه‌گیری مکرر استفاده شد ($P \leq 0.05$). نتایج آماری نشان داد که بین پای گود و پای نرمال، پای گود و پای صاف، همچنین بین پای نرمال و پای صاف در نیروی فشاری مفصل میچ پا اختلاف معناداری وجود دارد ($P < 0.001$). همچنین، یافته‌ها نشان داد که بین پای گود و پای صاف ($P = 0.029$) و پای نرمال و پای صاف در نیروی برشی مفصل میچ پا اختلاف معناداری وجود دارد ($P = 0.001$). اختلاف معناداری بین پای نرمال و پای گود در نیروی برشی مفصل میچ پا یافت نشد ($P = 0.163$). بر این اساس افزایش نیروی فشاری مفصل میچ پا می‌تواند عامل مستعد بودن به اسپرین میچ پا و آسیب‌های استخوانی در کف پای گود باشد.

واژه‌های کلیدی

آسیب، ارتفاع ناوی، میچ پا، نیروی برشی، نیروی فشاری.

مقدمه

پا یکی از مهم‌ترین بخش‌های بدن است که در بیشتر مهارت‌های ورزشی، عضو اصلی محسوب می‌شود. پا در طول مهارت‌های ورزشی دو عملکرد اساسی را انجام می‌دهد: ۱. عملکرد غیرفعال که هدف آن حمایت بدن در مقابل نیروهای برخوردی است؛ ۲. عملکرد فعال که هدف آن انتقال نیروهای داخلی تولیدشده به وسیله عضلات به زمین در حین مهارت‌های ورزشی است. از این رو به منظور داشتن عملکرد مؤثر پا در طول فعالیت‌های ورزشی بررسی ساختار پا حائز اهمیت است (۸).

ساختار پای انسان به‌طور معمول از قرار گرفتن استخوان‌های پا و مچ پا ایجاد می‌شود که در افراد مختلف با هم متفاوت است. از دید بالینی شکل و ساختار پا به مقدار زیادی به قوس کف پا بستگی دارد. در واقع می‌توان گفت قوس طولی داخلی مهم‌ترین ساختار حمایت‌کننده پا محسوب می‌شود، زیرا عملکرد اصلی قوس، جذب نیروهای عکس‌العمل زمین^۱ (GRF) هنگام جابه‌جایی است. محققان بر اساس قوس طولی داخلی کف پا، افراد را به سه گروه تقسیم می‌کنند: ۱. نرمال؛ ۲. قوس کم کف پا (کف پای صاف)؛ ۳. قوس زیاد کف پا (کف پای گود) (۶). وضعیت غیرطبیعی پا بر اثر کاهش یا افزایش ارتفاع قوس و در نتیجه صاف شدن یا گود شدن کف پا یک عامل مستعدکننده و حتی ایجادکننده اختلال عملکرد پا و اندام تحتانی در نظر گرفته می‌شود. مطالعات قبلی نشان دادند افرادی که قوس پای کمتری دارند، بیشتر در معرض حساسیت فاسیای کف پای، شلی رباط‌ها، بی‌ثباتی بخش داخلی مچ پا و در نتیجه اسپرین مچ پا، آسیب زانو و کمردرد، آسیب‌های ناشی از استفاده بیش از حد مثل استرس فراکچر و درد کشککی - رانی قرار دارند و افرادی که دارای قوس بالایی هستند، بیشتر در معرض اسپرین خارجی مچ پا، شکستگی استخوان درشت‌نیی و رانی قرار دارند (۱۲، ۱۷).

طی حرکت، استخوان در جهات مختلف متحمل بار می‌شود که این بارها چندین نیرو را تولید می‌کنند، نیروی فشاری و برشی از جمله این نیروها هستند. نیروی فشاری دو سر استخوان‌ها را به یکدیگر می‌فشارد و از طریق عضلات، تحمل وزن، جاذبه یا برخی از نیروهای خارجی در امتداد استخوان ایجاد می‌شود. اگر نیروی فشاری زیادی اعمال شود و بار وارده فراتر از محدوده‌های استرسی ساختار باشد، شکستگی‌های فشاری رخ می‌دهد. نیروی برشی که به موازات سطح استخوان اعمال می‌شود، دو استخوان را در جهت متفاوتی نسبت به همدیگر می‌کشد و اثر قیچی‌واری را روی سطح مفصلی اعمال می‌کند، به‌طور مثال استخوان ران در پاسخ به

1. Ground reaction force

نیروی برشی ناشی از تحمل وزن به جلو خم می‌شود (۹). مک کونکی و می ویز^۱ (۱۹۸۸) بیان کردند در بزرگسالی، نیروی برشی ممکن است سبب شکستگی استخوان و همچنین آسیب رباط‌های جانبی و صلیبی شود (۱۳). سیرپوم^۲ و همکاران (۲۰۰۷) طی تحقیقی روی دوندگان گزارش کردند نیروی عضلانی عامل اصلی ایجاد نیروی فشاری وارد بر انتهای تحتانی درشت‌نیی است، درحالی‌که GRF منبع اصلی ایجاد نیروی برشی وارد بر انتهای درشت‌نیی بود (۱۸). همچنین کاترین و همکاران (۲۰۱۱) با تحقیق دربارهٔ افراد مبتلا به فلج مغزی گزارش کردند که نیروهای عضلانی نقش اصلی را در بار وارد بر مفصل دارند، نتایج نشان داد که افزایش نیروی عضلات چهار سر سهم اصلی را در افزایش نیروی فشاری وارد بر مفصل درشت‌نیی - رانی دارد (۱۱).

محققان دلایل مختلفی برای بروز این گونه آسیب‌ها در این افراد ذکر کرده‌اند. از جملهٔ این دلایل توزیع نامناسب فشار کف پای و GRF در کف پا و برخی از فاکتورهای مکانیکی گزارش شده است. با توجه به اینکه GRF عامل مهمی در نیروهای وارد بر مفصل مانند نیروی برشی و فشاری است، می‌توان گفت تغییر ساختار کف پا ممکن است نیروهای مفصلی را نیز تحت تأثیر قرار دهد که در نهایت ممکن است موجب تغییر در الگوی راه رفتن و به دنبال آن ایجاد آسیب در اندام تحتانی شود. بسیاری از محققان برای جلوگیری از آسیب بیشتر در این افراد به درمان این ناهنجاری پرداختند. آنها بیان کردند برای درمان این افراد باید از کفی‌هایی استفاده کرد که عوامل خطرزا مانند شوک وارد بر اندام تحتانی را کنترل کنند. آنها برای طراحی بهتر این ارتوزها و کفی‌ها ابتدا به بررسی سازوکار مهارت‌های پایه مانند شروع گام‌برداری و راه رفتن پرداختند تا بتوانند بر اساس بهبود عملکرد افراد در این مهارت‌ها ارتوز و کفی مناسب برای این افراد طراحی کنند. برای مثال دانستن سازوکار شروع گام‌برداری برای طراحی ارتوزها و کفی‌ها برای پیشرفت و اصلاح الگوی راه رفتن در افرادی که دچار مشکلات عصبی - عضلانی‌اند و همچنین افراد دارای ناهنجاری‌های کف پای بسیار مهم است (۳).

شروع گام‌برداری فاصلهٔ زمانی بین شروع محرک صوتی و جدا شدن پنجهٔ پای دوم (اتکا) از زمین^۳ است؛ زمانی که وضعیت مکانیکی آزمودنی از شرایط ایستاده به چرخهٔ راه رفتن تغییر می‌کند (۱۶). اما از آنجا که در اجرای بهتر شروع گام‌برداری برای افزایش شتاب و حفظ پایداری در راه رفتن پای اتکا نقش اساسی دارد و از طرف دیگر به دلیل اینکه برخی محققان بیان کردند که اولین اتفاق در شروع گام‌برداری این است که وزن بدن به

1. McConkey & Meeuwisse

2. Siriporn

3. Toe off

سمت جلو و روی مچ پای اتکا می‌افتد. عضلات اندام تحتانی به‌ویژه پلانتر فلکسورهای مچ پا نقش مهمی در حفظ تعادل و انتقال بدن به سمت جلو دارند (۲۰۱۶). بنابراین فرضیه تحقیق حاضر این است که تغییر شکل قوس پا ممکن است جهت بردار GRF وارد بر پا را حین گام‌برداری تغییر دهند و متعاقب آن در مقدار نیروهای استخوان به استخوان (برشی و فشاری) وارد بر مفصل مچ پا تأثیر بگذارند. از آنجا که بنا بر اطلاعات نویسندگان تاکنون میزان نیروهای استخوان به استخوان مفصل مچ پا در افراد دارای قوس زیاد و کم کف پا اندازه‌گیری نشده، هدف تحقیق حاضر اندازه‌گیری نیروهای برشی و فشاری مفصل مچ پا در افراد با کف پای صاف و گود و مقایسه آنها با کف پای نرمال است.

روش تحقیق

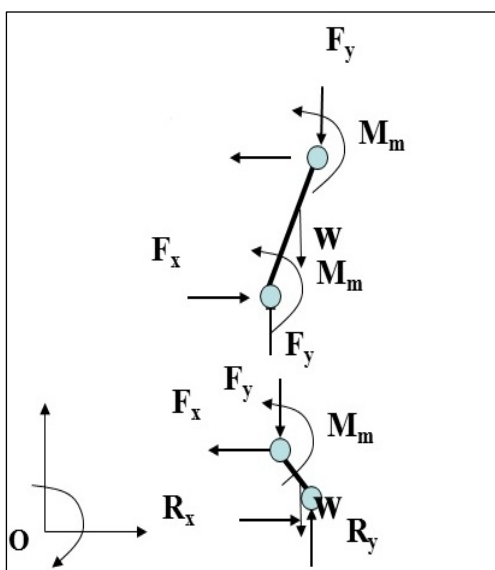
آزمودنی‌های این تحقیق ۳۰ دانشجوی دختر با سن $23 \pm 1/7$ سال، قد $165 \pm 2/5$ سانتی‌متر و وزن $53 \pm 2/5$ کیلوگرم بودند؛ این افراد ورزشکار حرفه‌ای نبودند و در دوازده ماه گذشته سابقه آسیب در اندام تحتانی مثل آسیب رباط صلیبی قدامی و اسپرین مچ پا نداشتند و فاقد زانوی ضربدری، پراتزی، چرخش خارجی یا داخلی درشتنیی و بی‌ثباتی مچ پا بودند. این تحقیق از نوع علی مقایسه‌ای بود و آزمودنی‌ها از طریق نمونه‌گیری هدفمند از بین دانشجویان تربیت بدنی دانشگاه مازندران انتخاب شدند و در ۳ گروه ۱۰ نفره قرار گرفتند (۱۰ نفر پای صاف، ۱۰ نفر پای نرمال و ۱۰ نفر پای گود). همه آزمودنی‌ها اطلاعات شخصی خود را در فرمی که قبل از اجرای آزمون به آنها داده شد، ثبت کردند و به آنها اطمینان داده شد که این اطلاعات محرمانه است. برای مشخص کردن نوع ساختار کف پای و تقسیم‌بندی آزمودنی‌ها به سه گروه کف پای صاف، نرمال و گود از روش افتادگی استخوان ناوی استفاده شد (۱۹۰۱۴). برای تعیین نوع کف پا، از یک دانشجوی دختر که قبلاً مهارت لازم را برای اجرای آزمون‌ها کسب کرده بود و از یک فیزیوتراپ، کمک گرفته شد. برای اجرای آزمون، نخست به‌منظور پیدا کردن و علامت‌گذاری برجستگی ناوی، آزمودنی روی صندلی نشست، به‌گونه‌ای که زانوی فرد در زاویه ۹۰ درجه، دو پا روی زمین و مفاصل تحت قاپی در وضعیت طبیعی قرار گرفت. حرکت ران به‌صورت دستی توسط آزمونگر کنترل شد. وضعیت طبیعی مفصل تحت قاپی، به‌صورت چرخش دادن پاسیو مچ پا به داخل و خارج توسط آزمونگر به‌دست آمد تا اینکه جنبه داخلی و خارجی قاپ به‌صورت مساوی لمس شود. قاپ با قرار دادن انگشت شست به طرف جلو و پایین قوزک داخلی در مفصل قاپی ناوی و انگشت اشاره به طرف جلو قوزک

خارجی، لمس شد. آزمونگر دیگر فاصله برجستگی ناوی را تا زمین به میلی‌متر ثبت کرد. سپس فرد در همان وضعیت به حالت ایستاده قرار گرفت، به گونه‌ای که وزن بدن به‌صورت مساوی بین دو پا تقسیم شود. دوباره برجستگی ناوی علامت‌گذاری و ارتفاع برجستگی ناوی تا زمین اندازه‌گیری شد. شاخص افتادگی ناوی از محاسبه اختلاف بین ارتفاع ناوی در دو وضعیت نشسته و ایستاده به‌دست آمد. این تست سه بار انجام گرفت و میانگین سه نمره به‌دست‌آمده از اختلاف بین وضعیت نشسته و ایستاده به‌عنوان شاخص افتادگی ناوی فرد لحاظ شد. آزمودنی‌هایی که شاخص افتادگی ناوی آنها بیش از ۱۰mm بود، به‌عنوان پای چرخیده به داخل (پای صاف)، بین ۴-۹mm پای معمولی و کمتر از ۴mm پای چرخیده به خارج (پای گود) محسوب شدند (۴). در این تحقیق برای محاسبه داده‌های سینتیک و سینماتیک مورد نیاز برای محاسبه نیروی فشاری و برشی از یک دوربین (مدل JVC، ساخت ژاپن) با سرعت نمونه‌برداری ۲۰۰ Hz و یک تخته نیروسنج (مدل Kistler، ساخت آلمان) با سرعت نمونه‌برداری ۱۰۰۰Hz و ۴ مارکر غیرفعال با قطر ۲ سانتی‌متر استفاده شد. موقعیت قرارگیری دوربین به گونه‌ای بود که در کنار تخته نیروسنج قرار گرفت و چون حرکت در صفحه ساجیتال انجام می‌گرفت، از این‌رو محور بصری دوربین عمود بر این صفحه بود. در ابتدا برای به‌دست آمدن سیستم مرجع کلی (کالیبره کردن دوربین) از دو میله عمود بر هم به طول ۱متر (بر انتهای فوقانی و تحتانی هر میله یک مارکر قرار داده شده بود) استفاده شد. دوربین از دو میله عمود بر هم که در مرکز تخته نیرو قرار داده شده بود، تصویر برداشته و نشانگرها برای نرم‌افزار SIMI motion شناسایی شدند. در مرحله بعد به‌دلیل آنکه برای دانستن زاویه حرکتی مفصل مچ پا به ثبت اطلاعات سینماتیکی دو اندام پا و ساق نیاز بود، نشانگرها بر اندام تحتانی (ساق و پا) فرد قرار داده شد که شامل سه مارکر تشکیل‌دهنده اندام پا (قوزک خارجی، پاشنه پا و برجستگی استخوانی پنجمین مفصل کف پای- انگشتی) و یک مارکر تشکیل‌دهنده اندام ساق (اپی‌کندیدل خارجی استخوان ران - پهن‌ترین نقطه روی انتهای تحتانی در قسمت خارجی استخوان ران- که در انتهای دیستال آن قرار دارد) بود (۱۵). در این تحقیق برای کنترل کردن پای تکیه، آزمودنی ابتدا با پای چپ قدم برمی‌داشت، به گونه‌ای که پای اتکا برای همه این افراد پای راست بود. از این‌رو همه نشانگرها بر روی قسمت راست بدن قرار داده شد.

در زمان اجرای آزمون از آزمودنی‌ها خواسته شد که ابتدا روی دو پای خود بایستند، به گونه‌ای که پای راستشان روی تخته نیرو و پای چپشان خارج از آن باشد و وزن بدن به‌صورت مساوی روی دو پا قرار گیرد. شخص با شنیدن محرک صوتی مبنی بر شروع حرکت با سرعت اختیاری ابتدا با پای چپ (پای راهنما) شروع به

حرکت می‌کند و با جدا شدن پای دوم (پای اتکا) از روی تخته نیرو تست به اتمام می‌رسد. هر فرد این تست را پنج بار انجام داد و بهترین اجرای فرد برای تجزیه و تحلیل آماری استفاده شد. داده‌های سینماتیک و سینماتیک که به وسیله تخته نیروسنج و دوربین جمع‌آوری شد، ابتدا با استفاده از تکنیک باترورث درجه ۴ و به ترتیب با فرکانس برشی ۸ و ۱۴ فیلتر شدند (۱۵).

به منظور محاسبه نیروهای استخوان به استخوان (برشی و فشاری)، GRF، سرعت و شتاب خطی اندام‌ها، زوایای مطلق اندام‌ها، جرم و گشتاور اینرسی اندام‌ها و مرکز فشار پا از طریق همزمان‌سازی^۱ سینماتیک و سینماتیک، مورد استفاده قرار گرفت. جرم هر یک از اندام‌ها بر اساس مدل دامستر^۲ (۲۱) و اطلاعات به دست آمده از ترازو محاسبه شد. سپس بدن به مدل لینک^۳ تبدیل شده و مؤلفه‌های عمودی و افقی GRF، روی نقطه انتهایی نزدیک به تنه^۴ اندام پا رسم شد (شکل ۱).



شکل ۱. روش دینامیک معکوس در محاسبه نیروهای فشاری و برشی

1. Synchronize
2. Dempster
3. Linked Model
4. Proximal End

تأثیر این نیرو، شامل نیروهای فشاری و برشی در مفصل مچ پا، در کنار دیگر معلومات به دست آمده از دوربین شامل شتاب عمودی و افقی مرکز جرم اندام، طول اندامها، جرم اندامها و نیروی جاذبه، براساس قانون نیوتن-اولر^۱ که در معادله ذیل نشان داده شده محاسبه و به منظور مقایسه به وزن هر یک از آزمودنی‌ها هنجار^۲ شد.

$$\begin{aligned}\sum F_x &= ma_x \\ F_{x1} + F_{x2} + F_{x3} \dots &= ma_x \\ \sum M_x &= I\alpha_x \\ M_1 + M_2 + M_3 \dots &= I\alpha\end{aligned}$$

تمامی محاسبات با استفاده از نرم افزار MATLAB نسخه ۲۰۰۸ انجام گرفت. پس از پردازش داده‌ها، از آمار توصیفی برای دسته‌بندی داده‌ها و تعیین شاخص‌های مرکزی و پراکندگی و به منظور بررسی اثر متغیر نوع کف پا بر میزان نیروهای فشاری و برشی مفصل مچ پا از تحلیل واریانس یک‌عامله با اندازه‌گیری مکرر استفاده شد ($P \leq 0.05$).

نتایج و یافته‌های تحقیق

مشخصات آنتروپومتری و میانگین قوس کف پای آزمودنی‌ها در جدول ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱. مشخصات آنتروپومتری و میانگین قوس کف پای سه گروه

گروه	میانگین سن (سال)	میانگین قد (سانتی‌متر)	میانگین وزن (کیلوگرم)	اختلاف افتادگی ناوی (میلی‌متر)
کف پای نرمال	۲۲±۱/۵	۱۶۴±۲/۵	۵۴±۲/۵	۷/۱۱±۱/۹۶
کف پای صاف	۲۲±۱/۷	۱۶۵±۱/۵	۵۳±۲/۷	۱۲/۴۰±۱/۲۷
کف پای گود	۲۳±۱/۵	۱۶۵±۲	۵۳±۱/۵	۲/۲۳±۱/۱۳

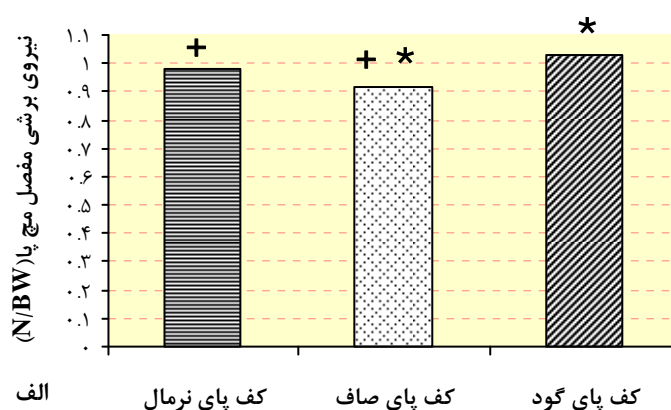
1. Newton- Euler

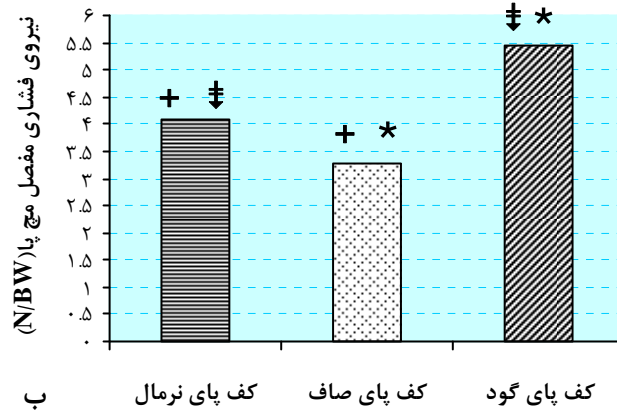
2. Normalize

جدول ۲ میانگین و انحراف استاندارد نیروی برشی و فشاری مفصل مچ پا را در سه گروه کف پا نشان می‌دهد. نتایج آماری نشان داد که اختلاف معناداری در میزان نیروهای فشاری و برشی بین سه گروه وجود دارد ($P < 0/001$). نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که گروه پای گود در میزان نیروی فشاری ۱۳ درصد بیشتر از گروه پای نرمال و ۲۱ درصد بیشتر از گروه پای صاف بوده است ($P < 0/001$). همچنین میزان نیروی فشاری گروه پای نرمال ۷ درصد بیشتر از گروه پای صاف بود ($P < 0/001$). علاوه بر این، گروه پای گود در میزان نیروی برشی ۱۰ درصد بیشتر از گروه پای صاف بوده است ($P = 0/029$). همچنین میزان نیروی برشی گروه پای نرمال ۶ درصد بیشتر از گروه پای صاف مشاهده شد ($P = 0/001$). نیروی برشی بین گروه پای نرمال و گود اختلاف معناداری نداشت ($P = 0/163$) (نمودار ۱).

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد نیروی برشی و فشاری مفصل مچ پا در سه گروه کف پا

گروه	نیروی برشی (N/BW) انحراف معیار \pm میانگین	نیروی فشاری (N/BW) انحراف معیار \pm میانگین
کف پای نرمال	$0/98 \pm 0/05$	$4/07 \pm 0/72$
کف پای صاف	$0/92 \pm 0/01$	$3/29 \pm 0/44$
کف پای گود	$1/03 \pm 0/07$	$5/46 \pm 0/97$





نمودار ۱. الف) میانگین اوج نیروی برشی مفصل مچ پا و ب) میانگین اوج نیروی فشاری مفصل مچ پا بین انواع گروه های کف پا (+ و † معناداری نسبت به کف پای نرمال و * معناداری نسبت به کف پای گود را نشان می دهد).

بحث و نتیجه گیری

هدف از تحقیق حاضر مقایسه نیروهای استخوان به استخوان (نیروی برشی و فشاری) مفصل مچ پا بین ۳ گروه کف پای صاف، پای گود و نرمال به منظور بررسی اثر شکل قوس پا بر نیروهای فشاری و برشی مفصل مچ پا در شروع گام برداری بود. نتایج پژوهش حاضر بیان می کند که گروه کف پای گود و کف پای صاف به ترتیب بیشترین و کمترین مقدار را در هر دو نیروی فشاری و برشی نشان دادند. میانگین اوج نیروی فشاری برای گروه کف پای گود، نرمال و صاف به ترتیب ۵/۴، ۴/۰۷ و ۳/۲ برابر وزن بدن و میانگین اوج نیروی برشی به ترتیب ۱/۰۳، ۰/۹۸ و ۰/۹۲ برابر وزن بدن بود.

تحقیقات گذشته نشان دادند نیروی فشاری مفصل مچ پا در افراد با کف پای نرمال طی راه رفتن، در مرحله برخورد پاشنه می تواند بیش از ۳ برابر وزن بدن و در مرحله جدا شدن پنجه پا از زمین تا ۵ برابر وزن بدن افزایش یابد (۹) که میانگین نیروی فشاری مفصل مچ پا در تحقیق حاضر نیز در همین دامنه قرار داشت. همچنین تحقیقات نشان دادند نیروی برشی مفصل مچ پا حین راه رفتن در افراد با کف پای نرمال می تواند ۰/۴۵ تا ۰/۸ برابر وزن باشد (۷، ۵). نتایج این مطالعه در مورد نیروی برشی با تحقیقات گذشته تا حدودی متفاوت بود که ممکن است به دلیل متفاوت بودن نوع مهارت شروع گام برداری یا آزمودنی ها (دارای ناهنجاری کف پای) باشد. از طرف دیگر، اوج نیروی فشاری و اوج نیروی برشی در مرحله

میانی^۱ گام برداری دویدن به ترتیب ۹ و ۰/۵۷ برابر وزن بدن در دوندگان گزارش شد (۱۸)، که این تفاوت با نتایج تحقیق حاضر نیز ممکن است به دلیل متفاوت بودن نوع مهارت باشد.

به طور کلی نتایج نشان داد که گروه کف پای گود در مقایسه با دو گروه دیگر میزان نیروی فشاری و برشی بیشتری داشتند. بر اساس نتایج، میانگین گشتاور مفصل مچ پا در گروه کف پای گود بزرگتر از گروه پای نرمال و پای صاف بود (به ترتیب ۱/۸، ۱/۵ و ۱/۱ برابر وزن بدن) که منجر به نیروی عضلانی بیشتر در این گروه شد. از طرفی افراد با کف پای گود بیشترین نیروی عکس العمل مفصلی را در مقایسه با دو گروه دیگر نشان دادند. بنابراین با توجه به اینکه نیروی عضلانی منبع اصلی فشار وارد بر انتهای تحتانی استخوان درشت نی است و علاوه بر نیروی عضلانی، نیروی عکس العمل مفصلی نیز بر انتهای تحتانی درشت نی فشار وارد می کند (۱۸)، بنابراین به دلیل بالا بودن نیروی عضلانی و نیروی عکس العمل مفصلی در افراد با کف پای گود این افراد بیشترین نیروی فشاری را نشان دادند.

از طرف دیگر نیروی عکس العمل مفصلی منبع اصلی ایجاد نیروی برشی بر انتهای تحتانی درشت نی است (۱۸)، در نتیجه افزایش مقادیر نیروی عکس العمل مفصلی در افراد با کف پای گود به افزایش نیروی برشی نیز در این گروه در مقایسه با گروه کف پای صاف منجر شده است. این یافته نشان می دهد کف پای گود می تواند مفصل مچ پا را با نیروهای لغزنده بیشتری روبه رو کند. بر این اساس در ضربات تکراری هنگام راه رفتن (و احتمالاً دویدن)، غضروف مفصلی و پایدارکننده های غیرفعال مچ پا شامل مجموعه رباطی و کپسول، در معرض آسیب ناشی از چنین نیرویی قرار می گیرند. از جمله این آسیب می توان به اسپرین مزمن مچ پا اشاره کرد.

دلیل احتمالی افزایش این نیروها را می توان به کوتاه شدن عضلات اینورتور و کاهش توانایی این عضلات برای کنترل چرخش به داخل پا و متعاقباً جذب شوک به سبب افزایش قوس طولی داخلی کف پا در گروه پای گود نسبت داد. کاهش میزان جذب شوک موجب افزایش میزان بار می شود و این افزایش می تواند به طور ثانوی میزان نیروهای مفصلی را در مفصل مچ پا افزایش دهد. همچنین عضلات برای جبران بار اضافی اعمال شده بر مفصل فعالیت بیشتری خواهند داشت. گزارش شده است که افراد با کف پای گود به سبب افزایش میزان بار در دویدن مستعد صدمات مفصل زانو و ساق پا هستند (۲۰، ۱۰). اگرچه مطالعات پیشین میزان بار دونده های دارای پای گود را در حرکت دویدن بررسی کردند، با این حال نتایج ما در زمینه میزان نیروی فشاری و برشی در این افراد می تواند همراستا با آن مطالعات باشد. تحقیق دیگری نیز نشان داد که میزان GRF در افراد کف پای گود در مقایسه با گروه کف پای صاف و نرمال حین فرود تک پا بیشتر بوده است، که با نتایج پژوهش حاضر همخوانی دارد (۱). علت نبود اختلاف معنادار در نیروی برشی بین گروه کف پای نرمال با گود در تحقیق حاضر در مقایسه با مطالعات گذشته احتمالاً متفاوت بودن نوع مهارت به کار برده شده است.

1. Mid stance

از طرفی گروه کف پای صاف در مقایسه با دو گروه دیگر میزان نیروی فشاری و برشی کمتری را نشان دادند. بر اساس محاسبات انجام گرفته افراد دارای کف پای صاف کمترین مقدار گشتاور مفصل مچ پا، نیروی عضلانی و نیروی عکس العمل مفصلی را داشتند، بنابراین به دلیل پایین بودن دو فاکتور مهم در ایجاد نیروی فشاری این افراد کمترین مقدار نیروی فشاری را بر مفصل مچ پا نشان دادند. همچنین با توجه به اینکه نیروی عکس العمل مفصلی منبع اصلی ایجادکننده نیروی برشی است و در افراد با کف پای صاف میزان این نیرو کمتر از دو گروه دیگر بود، در نتیجه نیروی برشی بر انتهای تحتانی درشت‌نیی گروه کف پای صاف کمتر از گروه کف پای نرمال و کف پای گود بود. بسیاری از مقالات بیان می‌کنند که ارتباطی بین پای چرخیده به داخل و عملکرد نامطلوب پا وجود دارد. در پای چرخیده به داخل (کف پای صاف)، نقطه‌ای که GRF روی پا عمل می‌کند، یعنی مرکز فشار به سمت داخل منحرف شده است (۲۲). به علاوه کف پای صاف با چندین ناهنجاری مچ پا و پا (مانند عدم کار تییبالیس خلفی، مچ پای به داخل چرخیده و شست پای ابداکتو-والگوس) و همچنین با فشار نامطلوب کف پای مرتب دانسته شده است (۲۲). این قبیل کارها نشان می‌دهد GRF توزیع شده در کف پای صاف ممکن است با افراد دارای پای نرمال متفاوت باشد و اعتقاد بر این است که در حین راه رفتن و دویدن، چرخش بیش از حد پا به داخل می‌تواند قوس طولی پا را کاهش دهد و به پا اجازه می‌دهد تا انعطاف‌پذیرتر شود و در نتیجه شوک را بهتر جذب کند (۲۲). جذب بهتر شوک نیز می‌تواند مقدار بار اعمال شده بر مفاصل را کاهش دهد که متعاقب آن نیز ممکن است نیروی برشی و فشاری کمتری در مفصل مچ پا در کف پای صاف ایجاد شود.

در مجموع افراد با کف پای گود میزان نیروی فشاری و برشی بیشتری در مقایسه با دو گروه کف پای صاف و نرمال نشان دادند که زیاد بودن اندازه این نیروها می‌تواند مستعد بودن افراد با کف پای گود به آسیب‌های استخوانی و اسپرین مچ پا را توجیه کند. به‌طور کلی می‌توان گفت نیروی فشاری و برشی می‌تواند متغیر بیومکانیکی مناسبی در ارزیابی مستعد بودن افراد با کف پای گود به آسیب‌های بافت استخوانی و اسپرین مزمن مچ پا حین فعالیت‌های بدنی باشد. از آنجا که شکل قوس کف پا بر نیروهای وارده بر مفصل مچ پا تأثیرگذار است، از این رو توجه به این نتایج می‌تواند به اثربخشی برنامه‌های درمانی و اصلاحی در دفورمیتی‌های کف پا کمک کند.

منابع و مآخذ

۱. عباسی، علی. خالقی تازجی، مهدی. صادقی، حیدر. دستمنش، سیاوش. (۱۳۸۸). "مقایسه‌ی جذب نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بین افراد دارای ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج در حرکت فرود تک پا". مجله پژوهش در علوم ورزشی. شماره ۲۲، ص: ۹۷-۱۰۹.

2. Andrew H. Hansen, Steve C. Miff, Dudley S. Childress, Steven A. Gard, Margrit R. Meier. (2010). "**Net external energy of the biologic and prosthetic ankle during gait initiation**". *Gait & Posture*; 31:1: PP:13–17.
3. Bijan Najafi, Daniel Miller, Beth D. Jarrett, James S. Wrobel. (2010). "**Does footwear type impact the number of steps required to reach gait steadystate? An innovative look at the impact of foot orthoses on gait initiation**". *Gait & Posture*; 32:1: PP:29–33.
4. Brody D. (1982). "**Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner**". *Orthop Clin North Am*; 13:PP:542-558.
5. Burdett RG. (1982). "**Forces predicted at the ankle during running**". *Medicine and Science in Sports and Exercise*; 14:4:PP: 308-316.
6. Chang YW, Hung W, Wu HW, Chiu YC, Hsu HC. (2010). "**Measurements of Foot Arch in Standing, Level Walking, Vertical Jump and Sprint Start**". *International Journal of Sport and Exercise Science*; 2:2: PP:31-38.
7. Czerniecki JM. (1988). "**Foot and ankle biomechanics in walking and running**". *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*; 67:6:PP:246-252.
8. Faria A, Gabriel A, Abrantes J, Brás R, Moreir H.(2010). "**The relationship of body mass index, age and triceps-surae musculotendinous stiffness with the foot arch structure of postmenopausal women**". *Clinical Biomechanics*; 25:6: PP:588–593.
9. Hamill J, Knutzen KM. (2003). "**Biomechanical Basis of Human Movement**". 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. PP:96-99.
10. Hargrave M.D., Carcia, C.R., Gansneder, B.M., Shultz, S.J. "**Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single- leg landing**". *J Athl Train*. 2003; 38:1:PP:18-23.
11. Katherine MS, Matthew SD, Michael HS, Scott L. (2012). "**Compressive tibiofemoral force during crouch gait**". *Gait & Posture*; 35:4:PP:556–560.
12. Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW, Cullison TR. (1999). "**The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries**". *AmJ Sports Med*; 27:5:PP: 585–93.

13. McConkey JP, Meeuwisse W. (1988). "**Tibial plateau fractures in alpine skiing**". American Journal of Sports Medicine; 16:2:PP: 159-164.
14. McPoil TG, Cornwall MW. (1996). "**The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking**". J Orthop_Sports Phys Ther; 24:5:PP:309–314.
15. Michelson JD, Durant DM, McFarland E. (2003). "**Injury risk associated with pes planus in athletes**". Foot Ankle Int; 23:7:PP:629–933.
16. Nissan M and Whittle MW. (1990). "**Initiation of gait in normal subjects: a preliminary study**". J Biomed Eng. Mar; 12:2:PP:165-71.
17. Queen RM, Mall NA, Nunley JA, Chuckpaiwong B. (2009). "**Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks**". Gait & Posture; 29:4:PP: 582–586.
18. Siriporn S, Brian KB, Michael JP. (2007). "**Bone contact forces on the distal tibia during the stance phase of running**". Journal of Biomechanics; 40:15: PP:3503–3509.
19. Williams DS, Mc Clay IS. (2000). "**Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity**". Phys Ther; 80:9: PP:864–871.
20. Williams DS, Mc Clay IS., Hamill, J., Buchanan TS. (2001). "**Lower extremity kinematic and kinetics differences in runners with high and low arches**". J Appl Biomech; 17:PP:153-163 .
21. Winter, D.A. (2009). "**Biomechanics and motor control of human movement**". New york wiley.PP:83-86.
22. Whittle, M.W. (1999). "**Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review**". Gait & Posture; 10:PP: 264–275.