DOI: 10.22122/jrrs.v14i5.3358 Published by Vesnu Publications

بررسی نحوه توزیع وزن روی پاها و بازوی گشتاور نیروی عکس‌العمل زمین حول مفصل مچ پا در وضعیت ایستاده در زنان مبتلا به کف پای صاف

لیلا غزاله[1]، مرضیه بهنام‌پور[2]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: با از بین رفتن و یا کاهش ارتفاع قوس طولی داخلی در ناهنجاری کف پای صاف، بخش زیادی از نیروهای تماسی ناشی از وزن بدن به مفاصل بالاتر منتقل می‌شود. پژوهش حاضر با هدف بررسی نحوه توزیع وزن بر روی پاها و گشتاورهای خارجی عمل‌کننده بر مچ پا در افراد مبتلا به ناهنجاری کف پای صاف انجام گردید.

مواد و روش‌ها: جامعه آماری تحقیق را زنان دانشجوی ۱۹ تا ۲۵ ساله در دانشگاه الزهرای تهران تشکیل دادند. ۱۲ نفر فاقد ناهنجاری در گروه شاهد و ۳۷ نفر مبتلا به ناهنجاری کف پای صاف در سه گروه تجربی قرار گرفتند. گروه تجربی اول مبتلا به کف پای صاف یک‌طرفه و گروه‌های تجربی دوم و سوم به ترتیب مبتلا به کف پای صاف دوطرفه ثابت و دوطرفه متحرک بودند. به منظور بررسی نحوه توزیع وزن بر روی پاها و گشتاورهای خارجی عمل‌کننده بر مچ پا، جابه‌جایی مرکز فشار پا در جهت داخلی- خارجی و قدامی- خلفی مورد محاسبه قرار گرفت. از فرس‌پلیت و ۸ دوربین آنالیز حرکت جهت جمع‌آوری داده‌های مطالعه استفاده گردید. نرم‌افزارهای MATLAB و SPSS به ترتیب جهت محاسبه جابه‌جایی مرکز فشار پا و تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها مورد استفاده قرار گرفت.

یافته‌ها: گروه‌های تجربی دوم و سوم و شاهد به طور معنی‌داری از پای راست خود برای تحمل وزن بدن استفاده می‌کردند ($P < ۰/۰۱$)؛ در حالی که در گروه تجربی اول اختلاف معنی‌داری در توزیع وزن روی پای صاف و سالم مشاهده نشد. اختلاف معنی‌داری در میانگین جابه‌جایی مرکز فشار پا در جهت قدامی- خلفی بین گروه‌های تجربی و شاهد وجود نداشت. در گروه تجربی دوم، اختلاف بین میانگین جابه‌جایی مرکز فشار پا در جهت قدامی- خلفی زیر پای راست و چپ معنی‌دار بود ($P = ۰/۰۲$). در گروه تجربی سوم نیز اختلاف معنی‌داری بین میانگین جابه‌جایی مرکز فشار پا در جهت قدامی- خلفی زیر پای راست و چپ مشاهده گردید ($P = ۰/۰۴$).

نتیجه‌گیری: در زنان مبتلا به کف پای صاف دوطرفه، یکی از پاها بیشتر از پای دیگر تحت اعمال گشتاورهای خارجی قرار دارد و این پا هنگام قرارگیری در وضعیت ایستاده، مدت زمان بیشتری متحمل وزن بدن است.

کلید واژه‌ها: کف پای صاف، توزیع وزن، نیروی عکس‌العمل زمین، مچ پا

ارجاع: غزاله لیلا، بهنام‌پور مرضیه. **بررسی نحوه توزیع وزن روی پاها و بازوی گشتاور نیروی عکس‌العمل زمین حول مفصل مچ پا در وضعیت ایستاده در زنان مبتلا به کف پای صاف.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۷؛ ۱۴ (۵): ۲۶۵-۲۵۷

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۵/۳۰ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۷/۲۵ تاریخ چاپ: ۱۳۹۷/۹/۱۵

مقدمه

در افراد مبتلا به ناهنجاری کف پای صاف (Flat foot یا FF)، ارتفاع قوس طولی داخلی پا (Medial longitudinal arch یا MLA) که نقش مهمی در تحمل وزن بدن دارد، کاهش می‌یابد و یا از بین می‌رود. اگر کاهش و یا ناپدید شدن MLA هم در زنجیره کینتیکی بسته (حین تحمل وزن روی پاها) و هم در زنجیره کینتیکی باز (حین عدم تحمل وزن روی پاها) رخ دهد، فرد مبتلا به کف پای صاف ثابت یا پاتولوژیک و اگر فقط در زنجیره کینتیکی بسته رخ دهد، فرد مبتلا به کف پای صاف منعطف و یا فیزیولوژیک می‌باشد (۱). ابتلای افراد به FF می‌تواند به صورت دوطرفه (Bilateral) و یا یک‌طرفه (Unilateral) باشد (۲). در کف پای صاف دوطرفه، فرد در هر دو پا و در کف پای صاف یک‌طرفه فرد فقط در یک پا ناهنجاری FF را تجربه می‌کند. با افزایش سن از کودکی تا بزرگسالی، شیوع ناهنجاری FF کاهش می‌یابد؛ به طوری که شیوع آن در افراد جوان حدود ۲۰ درصد است (۳). همچنین، در سن جوانی ابتلای آن در زنان بیشتر از مردان می‌باشد (۴).

۱- استادیار، گروه فیزیولوژی ورزش، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه الزهرا، تهران، ایران
۲- کارشناسی علوم ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه الزهرا، تهران، ایران
نویسنده مسؤول: لیلا غزاله
Email: l.ghazaleh@alzahra.ac.ir

نتایج پژوهش‌ها نشان می‌دهد که وضعیت مفاصل، آناتومی و به دنبال آن بیومکانیک اندام تحتانی در افراد مبتلا به FF نسبت به افراد سالم تغییر می‌کند؛ به طوری که وقتی فرد FF حرکتی را در زنجیره کینتیکی بسته انجام می‌دهد، مفصل ساب‌تالار در وضعیت اورژن قرار می‌گیرد و پاشنه دچار والگوس می‌شود (۶، ۵). تغییرات به وجود آمده در پا منجر به اعمال نیروی چرخش داخلی در ساق (۷)، تغییر وضعیت زانو و ایجاد درد در این مفصل می‌شود (۸).

در بین مهارت‌ها، حرکات ورزشی و حرکات روزانه‌ای که در زنجیره بسته حرکتی انجام می‌شود، ساده‌ترین حرکت می‌تواند قرار گرفتن در وضعیت ایستاده روی دو پا باشد. از جمله نیروهایی که در وضعیت ایستاده روی دو پا حول مفاصل اندام تحتانی ایجاد گشتاور می‌کنند، نیروی وزن بدن و عکس‌العمل زمین می‌باشد. نیروی وزن در مرکز ثقل بدن (Center of gravity) و نیروی عکس‌العمل زمین (Ground reaction force یا GRF) در مرکز فشار پا (Center of foot pressure یا COP) وارد می‌شود (۹). در وضعیت ایستاده روی دو پا، COP در جهات داخلی- خارجی (Mediolateral یا ML) و قدامی- خلفی (Anteroposterior یا AP) بین دو پا جابه‌جا می‌گردد (۹).

جابه‌جایی COP در جهت ML تحت تأثیر نحوه توزیع وزن روی پاها است (۹). طبق تحقیقات انجام شده، در افراد سالم، توزیع وزن حین ایستادن روی دو پا نامتقارن می‌باشد (۱۰). در افراد مبتلا به FF، مطالعات بر نحوه توزیع فشار در نواحی مختلف کف پا متمرکز بوده‌اند (۱۳-۱۱). اگرچه محققان معتقد هستند که بررسی تقارن توزیع وزن روی پاها در بیماران و یا افراد دارای آسیب می‌تواند مهم باشد (۱۴)، تاکنون نحوه توزیع وزن بر روی پاها در افراد FF مورد ارزیابی قرار نگرفته است. بررسی نحوه توزیع وزن بر روی پاها در افراد FF از جهات مختلف اهمیت دارد. اگر در افراد FF، نامتقارن بودن توزیع وزن روی پاها بیشتر و یا مانند افراد سالم باشد، یک پا همواره تحت تأثیر نیروهای مضاعف قرار می‌گیرد و این امر می‌تواند افزایش احتمال آسیب در مفاصل آن عضو تحتانی را تشدید نماید؛ چرا که MLA نه تنها به توزیع وزن کمک می‌نماید، بلکه به عنوان یک جذب‌کننده شوک (Shock absorption) نیز عمل می‌کند (۱۵). MLA بخش زیادی از نیروهایی که حین تحمل وزن به پا اعمال می‌شود را قبل از این که وارد استخوان‌های بلندی همچون ساق پا و ران شود، از بین می‌برد و ناپدید می‌نماید (۱۶). با از بین رفتن و یا کاهش ارتفاع MLA، پا سفت می‌شود و بدین ترتیب، بخش زیادی از نیروهای تماسی ناشی از وزن بدن به مفاصل بالاتر مانند زانو، ران و کمر انتقال می‌یابد (۱۷). بنابراین، می‌توان گفت اگر افراد FF حین ایستادن وزن بدن را به سمت یک پا متمایل نمایند، به دلیل این که آن پا مجبور است بخش و درصد بیشتری از وزن بدن را تحمل کند، بیشتر در معرض نیروهای خارجی قرار می‌گیرد. از سوی دیگر، چون ارتفاع MLA کاهش یافته و یا ناپدید شده است، مکانیسم جذب شوک نیروهای خارجی به درستی عمل نمی‌کند و مفاصل اندام تحتانی در آن پا بیشتر در معرض ابتلا به آسیب قرار خواهند گرفت.

جابه‌جایی COP در جهت AP تحت تأثیر جابه‌جایی مرکز ثقل بدن و تحت کنترل عضلات مچ پا می‌باشد (۹). تحقیقات نشان می‌دهد که عملکرد عضلات پا و مچ پا در افراد FF تضعیف می‌شود و نسبت به افراد سالم تغییر می‌کند (۱۹، ۱۸). این تغییر عملکرد عضلات در افراد FF می‌تواند کنترل COP و به دنبال آن، گشتاورهای خارجی عمل‌کننده بر مفصل مچ پا و دیگر مفاصل اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار دهد. نتایج پژوهش Kim و همکاران (۲۰) نیز این یافته را تأیید کرد. آن‌ها نتیجه‌گیری کردند که نیروی عضلانی و مؤلفه عمودی GRF به عنوان یک سیستم اهرم مکانیکی عمل می‌نمایند؛ به گونه‌ای که تغییرات حرکت COP به عنوان بازوی گشتاور مؤلفه عمودی GRF در نظر گرفته می‌شود (۲۰). بنابراین، چنانچه جابه‌جایی COP در جهت قدامی در افراد FF بیشتر از افراد سالم باشد، به واسطه افزایش بازوی گشتاور مؤلفه عمودی GRF، گشتاورها و نیروهای خارجی عمل‌کننده بر مچ پا در جهت AP تشدید می‌شود و احتمال بروز آسیب در اندام تحتانی افراد FF افزایش می‌یابد. به منظور بررسی این فرضیه لازم است میانگین جابه‌جایی COP نسبت به مفصل مچ پا در افراد مبتلا به FF اندازه‌گیری و با افراد سالم مقایسه گردد.

نتایج تحقیقات نشان می‌دهد که اطلاعات زیادی در رابطه با کنترل COP در وضعیت ایستاده روی دو پا در افراد FF وجود ندارد (۲۱). طهماسبی و همکاران گزارش کردند که در وضعیت ایستاده روی دو پا، حرکت رفت و برگشت COP (COP excursion) در افراد مبتلا به FF به طور معنی‌داری بیشتر از افراد سالم است (۲۱). Chao و Jiang به این نتیجه رسیدند که در وضعیت ایستاده روی دو پا، اختلافی در حرکت رفت و برگشت COP در جهت AP بین افراد مبتلا به FF و افراد سالم وجود ندارد و تنها برخی از شاخص‌های جابه‌جایی COP می‌توانند اختلاف بین این دو گروه را نشان دهد (۲۲). Chao و همکاران (۲۲) و طهماسبی و همکاران (۲۱) مطالعات خود را با هدف مقایسه پایداری وضعیت بدن بین افراد FF و سالم انجام دادند و متغیرهای جابه‌جایی COP را در وضعیت ایستاده بررسی نمودند که نتایج آن‌ها متناقض می‌باشد. لازم به ذکر است که شاخص‌های جابه‌جایی COP که در تحقیقات مذکور (۲۲، ۲۱) مورد بررسی قرار گرفت، از جمله شاخص‌هایی می‌باشد که در پژوهش‌های مختلف با هدف بررسی ثبات وضعیت بدن مورد استفاده قرار می‌گیرد. در حالی که جهت ارایه پاسخ به فرضیه مطرح شده در مطالعه حاضر، لازم است فاصله و یا میانگین جابه‌جایی COP نسبت به مفصل مچ پا در جهت قدامی اندازه‌گیری گردد.

تحقیق حاضر با هدف بررسی جابه‌جایی COP در جهت ML و AP و نحوه توزیع وزن بر روی پاها و گشتاورهای خارجی عمل‌کننده بر مچ پا در افراد مبتلا به FF و افراد سالم انجام شد.

مواد و روش‌ها

این پژوهش از نوع مقطعی- تحلیلی بود که با کد IR.SSRI.REC.1398.532، توسط کمیته اخلاق در پژوهش پژوهشگاه علوم ورزشی وزارت علوم، تحقیقات و فن‌آوری به تأیید رسید. جامعه آماری تحقیق شامل زنان دانشجوی ۱۹ تا ۲۵ ساله بود. به منظور انتخاب نمونه‌ها، دانشجویان زن دانشگاه الزهرا که داوطلب شرکت در طرح بودند، مورد غربالگری کف پای صاف قرار گرفتند. حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار G*Power تعیین گردید (۲۳). این نرم‌افزار نشان داد که جهت دستیابی به اندازه اثر ۰/۸۰ (طبق قرارداد نرم‌افزار، این ارزش در اندازه بزرگ برای آزمون Paired t می‌باشد) در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و توان آماری ۰/۹۵، به حجم نمونه حداقل ۱۰ نفر نیاز است.

جهت انتخاب نمونه‌ها، شرکت‌کنندگان در دو مرحله مورد غربالگری کف پای صاف قرار گرفتند. اولین مرحله که مبتنی بر روش کلینیکی بود (۲۴)، کف پای فرد در وضعیت ایستاده مورد ارزیابی قرار گرفت. چنانچه یکی از نشانه‌های کاهش یا ناپدید شدن MLA، محدب شدن لبه داخلی پا و یا والگوس پاشنه در

http://jrrs.mui.ac.ir

پا مشاهده می‌شد، فرد وارد مرحله دوم غربالگری می‌شد. در مرحله دوم، از روش Foot print و شاخص Staheli استفاده گردید (۲۶، ۲۵). در این روش فرد ابتدا بر روی سطح سفت آغشته به جوهر و بلافاصله بر روی کاغذ سفید می‌ایستاد تا اثر کف پا بر روی کاغذ ثبت شود (۲۷). پس از ثبت اثر کف پای راست و چپ، کیفیت اثر پرینت شده مورد بررسی قرار می‌گرفت. چنانچه اثر لبه‌های خارجی پا بر روی کاغذ از کیفیت مناسبی برخوردار نبود، تست مجدد تکرار می‌شد. بر اساس شاخص مذکور، چنانچه اندازه نسبت دو خط از ۰/۸ بیشتر بود، فرد به ناهنجاری FF مبتلا بود. دو خط مورد نظر در شاخص Staheli شامل کم‌عرض‌ترین بخش میانی پا (Midfoot) و عریض‌ترین بخش عقبی پا (Hindfoot) است (۲۵). مقدار دو خط مذکور بر روی هر یک از فوت پرینت‌ها اندازه‌گیری و سپس نسبت مورد نظر محاسبه گردید. به منظور مشخص نمودن نوع ناهنجاری FF (ثابت و متحرک)، از آزمون افت استخوان ناوی (Navicular Drop Test) استفاده شد. بر اساس این آزمون، چنانچه اختلاف ارتفاع ناوی در وضعیت ایستاده (در حال تحمل وزن) نسبت به وضعیت نشسته (عدم تحمل وزن) بیشتر از ۱۰ میلی‌متر باشد، فرد به کف پای صاف از نوع متحرک مبتلا است (۲۸). اندازه‌گیری ارتفاع ناوی در حالی انجام شد که مفصل ساب‌تالار در وضعیت خنثی قرار داشت.

معیارهای ورود به مطالعه شامل دامنه سنی ۱۸ تا ۲۵ سال (۲۹)، داشتن شاخص توده بدنی نرمال (۳۰) و عدم سابقه هرگونه بیماری عصبی- عضلانی (۳۱) بود. آزمودنی‌های گروه تجربی باید در هر دو مرحله غربالگری، ابتلای آن‌ها به ناهنجاری FF تأیید می‌شد. آزمودنی‌های گروه شاهد نیز لازم بود در هر دو مرحله غربالگری عدم ابتلای آن‌ها به ناهنجاری FF تأیید می‌گردید. داشتن سابقه جراحی در پا و مچ پا (۳۲) و اختلاف طول اندام تحتانی بیشتر از ۲ سانتی‌متر (۳۳) نیز به عنوان معیارهای خروج در نظر گرفته شد. پس از غربالگری و اجرای آزمون‌های تشخیص کف پای صاف، ۱۲ نفر فاقد ناهنجاری FF جهت قرارگیری در گروه شاهد و ۳۷ فرد مبتلا به ناهنجاری FF جهت قرارگیری در سه گروه تجربی انتخاب شدند. سه گروه تجربی به ترتیب شامل یک گروه مبتلا به کف پای صاف یک‌طرفه (گروه تجربی اول، ۱۳ نفر) و دو گروه مبتلا به کف پای صاف دوطرفه (گروه تجربی دوم، ۱۱ نفر و گروه تجربی سوم، ۱۳ نفر) بودند. معیار تمایز بین دو گروه تجربی دارای کف پای صاف دوطرفه، نوع ناهنجاری (ثابت یا متحرک) بود. لازم به ذکر است که در گروه تجربی اول (مبتلا به کف پای صاف یک‌طرفه)، ۶ نفر در پای راست و ۷ نفر در پای چپ ناهنجاری داشتند.

به منظور رعایت جنبه‌های اخلاقی، آزمودنی‌ها از طریق اطلاعات مندرج در فرم رضایت‌نامه نسبت به نحوه معاینه کف پا، اجرای آزمون‌ها در آزمایشگاه و همچنین، نحوه انتشار نتایج آگاه شدند و قبل از شرکت در آزمون‌های غربالگری کف پای صاف و حضور در آزمایشگاه، فرم رضایت‌نامه را امضا نمودند.

به منظور اجرای آزمون‌ها و جمع‌آوری داده‌های مربوط به متغیرهای وابسته، لازم بود آزمودنی‌ها در سه تکرار و در هر تکرار به مدت ۳۵ ثانیه در وضعیت طبیعی بر روی هر دو پا بایستند (Double stance). از آزمودنی‌ها درخواست شد در طول مدت زمان اجرای آزمون، دست‌ها، پاها و بدن خود را حرکت ندهند و به صفحه‌ای که در فاصله ۳ متری از آن‌ها و در راستای چشمانشان قرار داشت، نگاه نمایند (۱۴). فاصله زمانی استراحت بین تکرارها نیز یک دقیقه در نظر گرفته شد.

متغیرهای وابسته پژوهش شامل نحوه توزیع وزن بدن بر روی پاها و اندازه بازوی گشتاور GRF حول مچ پا بود. جهت اندازه‌گیری متغیرهای مذکور، از ۸ دوربین آنالیز حرکت (مدل Oqus 5+، شرکت Qualysis، سوئد) و یک فرس پلیت (مدل 9286BA، شرکت Kistler، سوئیس) استفاده گردید. از دوربین‌ها برای ثبت موقعیت لحظه‌ای ۴ نشانگر ۱۲ میلی‌متری منعکس‌کننده نور که بر روی قوزک‌های خارجی و پاشنه پای آزمودنی‌ها قرار داده شده بود و از فرس پلیت جهت ثبت موقعیت لحظه‌ای COP استفاده گردید. به منظور اندازه‌گیری متغیر توزیع وزن بر روی پاها، درصد مدت زمانی که COP حین جابه‌جایی در راستای جانبی متمایل به سمت هر یک از پاها (نشانگرهای نصب شده بر روی قوزک‌های خارجی) بود، محاسبه شد. نقطه میانی دو نشانگر نصب شده بر روی قوزک‌های خارجی، مرز انحراف COP به سمت هر یک از پاها بود. میانگین درصد زمان انحراف COP به سمت هر یک از پاها (راست و یا چپ) به عنوان درصد زمان توزیع وزن برای همان پا ثبت و وارد تجزیه و تحلیل آماری می‌شد (۳۴). برای تخمین بازوی گشتاور مؤلفه عمودی GRF حول مفصل مچ پا در جهت AP نیز جابه‌جایی COP نسبت به نشانگر پاشنه در هر لحظه اندازه‌گیری و در نهایت، میانگین جابه‌جایی COP تجزیه و تحلیل گردید. کلیه محاسبات مربوط به نحوه توزیع وزن و جابه‌جایی COP در نرم‌افزار MATLAB (v2009b, The Mathworks Inc., Natick, MA, USA) صورت گرفت. داده‌های کینماتیکی و کینتیکی به ترتیب با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ و ۱۰۰۰ هرتز جمع‌آوری شد. به منظور حذف اثر سیگنال‌های ناخواسته، داده‌های مذکور با استفاده از فیلتر Butterworth (مرتبه ۴ و نقطه برش ۱۰) فیلتر گردید.

به منظور مقایسه میانگین جابه‌جایی COP در جهت AP بین چهار گروه مورد بررسی، از آزمون One-way ANOVA استفاده گردید. پیش‌فرض‌های این آزمون شامل نسبی و یا فاصله‌ای بودن مقیاس اندازه‌گیری و مستقل بودن گروه‌ها رعایت شد. در تحقیق حاضر، مقیاس اندازه‌گیری متغیر وابسته از نوع نسبی بود و گروه‌های مورد بررسی به لحاظ وجود ناهنجاری و یا نوع ناهنجاری از یکدیگر مستقل بودند؛ به طوری که در گروه شاهد هیچ‌گونه علایم ناهنجاری در پا و کف پا وجود نداشت. گروه‌های تجربی نیز از نظر نوع صاف بودن کف پا کاملاً از هم مستقل بودند. علاوه بر این، تجانس واریانس متغیرهای وابسته با استفاده از آزمون Homogeneity of variance و طبیعی بودن توزیع داده‌ها نیز با کمک آزمون Shapiro-Wilk بررسی و تأیید گردید؛ به گونه‌ای که در بررسی تجانس واریانس مقادیر متغیر وابسته بین گروه‌ها، نتیجه آزمون Levene معنی‌دار نشد ($P > ۰/۰۵$). همچنین، نتیجه آزمون Shapiro-Wilk معنی‌دار نبود ($P > ۰/۰۵$). درصد زمان توزیع وزن روی پاها و میانگین جابه‌جایی COP در جهت AP بین پای آزمودنی‌ها در هر یک از گروه‌ها با استفاده از آزمون Paired t مورد مقایسه قرار گرفت. در نهایت، داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۵ (version 25, IBM Corporation, Armonk, NY) تجزیه و تحلیل گردید. $P < ۰/۰۵$ به عنوان سطح معنی‌داری داده‌ها در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

مشخصات، ویژگی‌های دموگرافیک و تعداد آزمودنی‌های هر گروه در جدول ۱ ارایه شده است.

http://jrrs.mui.ac.ir

جدول ۱. مشخصات، ویژگی‌های دموگرافیک و تعداد آزمودنی‌های هر گروه

متغیر / گروه	تجربی اول (۱۳ نفر)	تجربی دوم (۱۱ نفر)	تجربی سوم (۱۳ نفر)	گروه شاهد (۱۲ نفر)
مشخصات پای آزمودنی‌ها	سالم- صاف	متحرک- متحرک	ثابت- ثابت	سالم- سالم
قد (سانتی‌متر)	۱۶۲/۷۷ ± ۲/۹۸	۱۶۲/۷۳ ± ۴/۵۲	۱۶۲/۰۸ ± ۵/۶۰	۱۶۳/۳۷ ± ۴/۰۷
وزن (کیلوگرم)	۶۱/۹۶ ± ۸/۱۴	۶۶/۰۸ ± ۹/۹۸	۶۰/۱۵ ± ۵/۸۹	۵۹/۰۰ ± ۷/۹۰
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۳/۴۳ ± ۳/۳۴	۲۴/۹۷ ± ۳/۸۲	۲۲/۹۴ ± ۲/۴۳	۲۲/۱۱ ± ۲/۶۲

داده‌ها بر اساس میانگین ± انحراف معیار گزارش شده است.

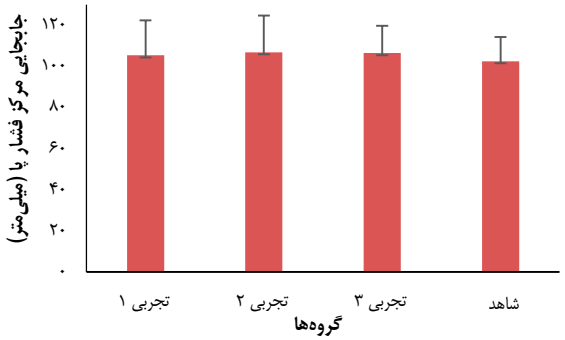
به منظور ارایه پاسخ به ۲ سؤال مهم که آیا اختلاف توزیع وزن بر روی پاها (اختلاف درصد زمان انحراف COP بین پاها) در آزمودنی‌های گروه‌های مختلف معنی‌دار بوده است یا نه و این که آزمودنی‌ها وزن بدن را بیشتر به سمت کدام یک از پاها متمایل کرده‌اند، از آزمون Paired t استفاده گردید که نتایج آن در جداول ۲ و ۳ ارایه شده است.

بر اساس داده‌های جدول ۲، توزیع وزن بر روی پاها در همه گروه‌ها به طور معنی‌داری نامتقارن بود ($P < ۰/۰۰۱$).

نتایج مربوط به مقایسه درصد زمان انحراف COP بین پای صاف و سالم در گروه تجربی اول و پای راست و چپ گروه‌های تجربی دوم و سوم و گروه شاهد در جدول ۳ ارایه شده است. از آن‌جایی که از بین ۱۳ آزمودنی گروه تجربی اول که به صورت یک‌طرفه به ناهنجاری کف پای صاف مبتلا بودند، ۶ نفر در پای راست و ۷ نفر در پای چپ ناهنجاری داشتند، لازم بود در این گروه نحوه توزیع وزن روی پای صاف و پای سالم مقایسه گردد. بر اساس یافته‌های جدول ۳، گروه‌های تجربی دوم و سوم و گروه شاهد به طور معنی‌داری از پای راست برای تحمل وزن بدن استفاده می‌کردند ($P < ۰/۰۰۱$). در گروه تجربی اول اختلاف معنی‌داری در توزیع وزن روی پای صاف و سالم وجود نداشت.

داده‌های مربوط به مقایسه طول بازوی گشتاور GRF حول مچ پا (میانگین جابه‌جایی COP در جهت AP) بین گروه‌ها نشان داد که اختلاف معنی‌داری در جابه‌جایی COP بین گروه‌های تجربی و شاهد وجود نداشت ($P > ۰/۰۵$) (شکل ۱).

یافته‌های مربوط به مقایسه میانگین جابه‌جایی COP در جهت AP بین پای صاف و سالم در گروه تجربی اول و همچنین، بین پای راست و چپ آزمودنی‌های گروه‌های تجربی دوم و سوم و گروه شاهد در جدول ۴ ارایه شده است. بر این اساس، در گروه تجربی دوم، اختلاف معنی‌داری بین میانگین جابه‌جایی COP در جهت AP زیر پای راست و چپ وجود داشت ($P = ۰/۰۲$). در گروه تجربی سوم نیز تفاوت معنی‌داری بین میانگین جابه‌جایی COP در جهت AP زیر پای راست و چپ مشاهده گردید ($P = ۰/۰۴$).



شکل ۱. مقایسه میانگین جابه‌جایی Center of foot pressure (COP) در جهت Anteroposterior (AP) بین گروه‌ها

بحث

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که توزیع وزن بر روی پاها در همه گروه‌ها به طور معنی‌داری نامتقارن بود. نتایج مربوط به مقایسه درصد زمان انحراف COP بین پای صاف و سالم در گروه تجربی اول و پای راست و چپ گروه‌های تجربی دوم و سوم و گروه شاهد حاکی از آن بود که گروه‌های تجربی دوم و سوم و گروه شاهد به طور معنی‌داری از پای راست خود برای تحمل وزن بدن استفاده می‌کردند؛ در حالی که در گروه تجربی اول، اختلاف معنی‌داری در توزیع وزن روی پای صاف و سالم مشاهده نشد.

جدول ۲. اختلاف درصد زمان انحراف Center of foot pressure (COP) در مدت زمان اجرای آزمون در گروه‌های تجربی و شاهد

گروه	اختلاف درصد زمان انحراف COP بین پاها (میانگین ± انحراف معیار)	درجه آزادی	آماره t	مقدار P
تجربی اول	۸۰/۸۹ ± ۲۸/۲۰	۱۳	۱۷/۶۸	۰/۰۱ >*
تجربی دوم	۷۸/۷۵ ± ۲۸/۲۲	۱۱	۱۶/۰۳	۰/۰۱ >*
تجربی سوم	۸۱/۲۳ ± ۲۸/۳۵	۱۳	۱۷/۸۹	۰/۰۱ >*
شاهد	۷۷/۷۴ ± ۲۷/۴۲	۱۲	۱۶/۵۳	۰/۰۱ >*

COP: Center of foot pressure

*همبستگی معنی‌دار در سطح $P < ۰/۰۵$

http://jrrs.mui.ac.ir

جدول ۳. اختلاف درصد زمان انحراف Center of foot pressure (COP) بین پای صاف و سالم در گروه تجربی اول و پای راست و چپ در گروه‌های تجربی دوم و سوم و گروه شاهد

گروه	پا	درصد زمان انحراف COP بین پای راست و چپ (میانگین ± انحراف معیار)	اختلاف درصد زمان انحراف COP بین پاها (میانگین ± انحراف معیار)	آماره t	مقدار P
تجربی اول	صاف	۵۱/۳۸ ± ۳۹/۳۸	۲/۷۱ ± ۷۸/۷۵	۰/۱۲	۰/۹۱
	سالم	۴۸/۶۷ ± ۳۹/۳۶			
تجربی دوم	راست	۸۷/۵۴ ± ۱۳/۰۲	۷۵/۰۶ ± ۲۶/۰۵	۹/۵۶	*< ۰/۰۱
	چپ	۱۲/۴۷ ± ۱۳/۰۲			
تجربی سوم	راست	۸۰/۰۸ ± ۲۲/۴۶	۵۹/۷۱ ± ۴۵/۲۱	۴/۷۶	*< ۰/۰۱
	چپ	۲۰/۳۷ ± ۲۲/۷۸			
شاهد	راست	۸۰/۶۰ ± ۲۱/۲۲	۶۱/۱۹ ± ۴۲/۴۵	۴/۵۶	*۰/۰۱
	چپ	۱۹/۴۰ ± ۲۱/۲۳			

*همبستگی معنی‌دار در سطح P < ۰/۰۵۰
COP: Center of foot pressure

جدول ۴. میانگین جابه‌جایی Center of foot pressure (COP) در جهت Anteroposterior (AP) بین پای صاف و سالم در گروه تجربی اول و پای راست و چپ در گروه‌های تجربی دوم و سوم و گروه شاهد

گروه	پا	جابه‌جایی COP (میلی‌متر) (میانگین ± انحراف معیار)	آماره t	مقدار P
تجربی	صاف	۱۰۲/۰۴ ± ۱۶/۹۱	-۲/۰۵	۰/۰۶
اول	سالم	۱۰۸/۶۸ ± ۱۹/۰۶		
تجربی	راست	۱۱۲/۳۱ ± ۱۹/۲۶	۲/۹۱	*۰/۰۲
دوم	چپ	۱۰۱/۳۷ ± ۱۸/۷۰		
تجربی	راست	۱۰۸/۲۵ ± ۱۲/۹۶	۲/۳۷	*۰/۰۴
سوم	چپ	۱۰۴/۶۲ ± ۱۴/۲۶		
شاهد	راست	۹۹/۹۰ ± ۱۰/۵۳	-۱/۸۴	۰/۰۹
	چپ	۱۰۲/۳۱ ± ۱۲/۵۸		

*همبستگی معنی‌دار در سطح P < ۰/۰۵
COP: Center of foot pressure

مقایسه میانگین جابه‌جایی COP در جهت AP بین گروه‌ها نیز نشان داد که تفاوت معنی‌داری در جابه‌جایی COP بین گروه‌های تجربی و شاهد وجود نداشت. علاوه بر این، فقط در گروه‌های تجربی دوم و سوم بین میانگین جابه‌جایی COP در جهت AP زیر پای راست و چپ اختلاف معنی‌داری وجود داشت؛ به گونه‌ای که در دو گروه مذکور جابه‌جایی COP در زیر پای راست به طور معنی‌داری بیشتر از پای چپ بود.

بررسی نحوه توزیع وزن روی پاها در تحقیق حاضر نشان داد که افراد مبتلا به کف پای صاف، بدون توجه به یک‌طرفه و دوطرفه بودن و یا نوع ناهنجاری (ثابت و متحرک)، مانند افراد سالم وزن بدن را به طور نامتقارن بر روی پاها توزیع می‌نمایند. مطالعات پیشین این موضوع را در افراد سالم تأیید کرده‌اند (۳۵، ۱۰). Prado-Rico و Duarte اظهار داشتند که توزیع وزن در افراد جوان سالم در وضعیت ایستاده روی دو پا نامتقارن است و این عدم تقارن در زنان بیشتر از مردان مشاهده می‌شود (۳۵). از آن‌جا که پژوهش‌ها نشان می‌دهد تاکنون نحوه توزیع وزن بر روی پاها در افراد مبتلا به FF مورد ارزیابی قرار نگرفته است، امکان مقایسه نتایج توزیع وزن در افراد مبتلا به FF با تحقیقات پیشین وجود ندارد. به طور کلی، مطالعات صورت گرفته در زمینه نحوه توزیع وزن روی پاها اندک است. پژوهشگران اذعان دارند که دستیابی به مقادیر استاندارد در رابطه با میزان عدم تقارن توزیع وزن بر روی پاها در افراد سالم، می‌تواند امکان بررسی دقیق‌تر این متغیر را در افراد مبتلا به برخی از ناهنجاری و بیماری‌ها فراهم آورد (۱۴). با این وجود و با تلاش آن‌ها این موضوع هنوز محقق نشده است. جهت تکمیل نتایج به دست آمده در خصوص نامتقارن بودن توزیع وزن روی پاها در افراد مبتلا به FF، لازم بود مشخص گردد این افراد اغلب از کدام پا برای تحمل وزن بدن استفاده می‌کنند و آیا در انتخاب پا مانند افراد سالم عمل می‌نمایند یا خیر؟

نتایج نشان داد که آزمودنی‌های گروه شاهد در طول مدت زمان ایستادن، بیشتر از پای راست برای تحمل وزن بدن استفاده کردند که با یافته‌های تحقیق Gutnik و همکاران (۱۰) همخوانی داشت. آنان با بررسی افراد ۱۸ تا ۳۵ ساله به این نتیجه رسیدند که در وضعیت ایستاده روی دو پا، GRF بیشتر به سمت پای راست متمایل می‌شود (۱۰). نتیجه قابل توجه در خصوص افراد مبتلا به FF این بود که آزمودنی‌های گروه‌های تجربی دوم و سوم که به طور دوطرفه به کف پای صاف مبتلا بودند مانند گروه شاهد بیشتر از پای راست برای تحمل وزن بدن استفاده می‌کردند؛ در حالی که در افراد گروه تجربی اول که به طور یک‌طرفه به ناهنجاری FF مبتلا بودند، اختلافی در توزیع وزن بر روی پای صاف و سالم وجود نداشت. به عبارت دیگر، افراد مبتلا به FF یک‌طرفه در برخی از تکرار آزمون‌ها بیشتر از پای صاف و در برخی دیگر بیشتر از پای سالم برای تحمل وزن استفاده کردند. نتیجه حاصل شده می‌تواند یکی از یافته‌های مهم مطالعه حاضر باشد. بر این اساس، می‌توان گفت وقتی ساختار پاها در فرد متقارن است (وقتی هر دو پا سالم و یا ناهنجار هستند)، فرد اغلب از یک پای مشخص (پای راست) برای تحمل وزن استفاده می‌کند، اما وقتی ساختار پاها در فرد نامتقارن می‌باشد (یک پا سالم و یک پا صاف است)، تکیه فرد برای تحمل وزن بر یک پای ثابت نیست.

اگرچه استفاده بیشتر از یک پا برای تحمل وزن در وضعیت ایستاده نوعی عملکرد طبیعی بدن است، اما در افراد مبتلا به FF دوطرفه می‌تواند تهدیدی برای مفاصل اندام تحتانی در پای متحمل وزن باشد. وقتی فرد در وضعیت ایستاده قرار می‌گیرد، قوس طولی داخلی به توزیع وزن بدن بر روی پا کمک می‌نماید (۱۵). در هر دو نوع کف پای صاف (ثابت و متحرک) در وضعیت

http://jrrs.mui.ac.ir

ایستاده، ارتفاع MLA کاهش می‌یابد و یا از بین می‌رود (۱). با از بین رفتن و یا کاهش ارتفاع MLA، بخش زیادی از نیروهای تماسی ناشی از وزن بدن به مفاصل بالاتر مانند زانو، ران و کمر منتقل می‌شود (۱۷). نتایج پژوهش Levinger و همکاران نشان داد که احتمال وقوع آسیب در اندام تحتانی در افراد مبتلا به FF افزایش می‌یابد (۳۶). Iijima و همکاران نیز با بررسی میزان آسیب زانو در افراد مبتلا به FF، به نتایج قابل توجهی دست یافتند. آن‌ها اظهار داشتند که افراد مبتلا به FF دوطرفه نسبت به FF یک‌طرفه، به میزان بیشتری از درد مرتبط با استئوآرتریت زانو رنج می‌برند (۳۷). تفسیر آن‌ها از نتایج به دست آمده این بود که شاید افراد مبتلا به FF یک‌طرفه، هنگام اجرای وظایف حرکتی از پای سالم خود برای جبران عملکردی پای صاف استفاده می‌نمایند (۳۷). یافته‌های تحقیق حاضر نیز نشان داد که افراد مبتلا به FF یک‌طرفه بر خلاف افراد مبتلا به FF دوطرفه، هنگام تحمل وزن بدن بر یک پا متکی نبودند و از هر دو پا برای تحمل وزن بدن استفاده می‌کردند. بنابراین، می‌توان گفت به دلیل این که افراد مبتلا به FF دوطرفه بیشتر از یکی از پاهای خود هنگام تحمل وزن بدن استفاده می‌نمایند، احتمال این که این پا بیشتر از پای دیگر در معرض نیروهای تماسی ناشی از وزن بدن و بروز آسیب باشد، وجود دارد.

نتایج مربوط به مقایسه میانگین جابه‌جایی COP در جهت AP بین گروه‌ها نشان داد که اختلاف معنی‌داری در جابه‌جایی COP بین گروه‌های تجربی و همچنین، گروه شاهد وجود نداشت. Chao و همکاران نیز مطالعه‌ای را با هدف ارزیابی پایداری وضعیت بدن انجام دادند و شاخص‌های جابه‌جایی COP را در افراد مبتلا به FF و افراد سالم مقایسه نمودند. نتایج بررسی آن‌ها حاکی از آن بود که تنها برخی از شاخص‌های جابه‌جایی COP اختلاف پایداری وضعیت بدن بین افراد سالم و افراد مبتلا به FF را نشان می‌دهد (۲۲). باید توجه نمود شاخص جابه‌جایی COP که در پژوهش حاضر استفاده گردید، با هدف بررسی پایداری وضعیت بدن در افراد مبتلا به FF مورد محاسبه قرار نگرفت، بلکه هدف برآورد و تخمین بازوی گشتاور GRF حول مفصل مچ پا بود. مقایسه متغیر مذکور بین پای راست و چپ آزمودنی‌ها نشان داد که اختلافی بین میانگین جابه‌جایی COP در زیر پای راست و چپ افراد سالم و افراد مبتلا به FF یک‌طرفه بر خلاف افراد مبتلا به FF دوطرفه وجود نداشت. به عبارت دیگر، در افراد سالم و افراد مبتلا به FF یک‌طرفه، طول بازوی گشتاور GRF حول مفصل مچ پای راست برابر با طول بازوی گشتاور GRF حول مفصل مچ پای چپ بود. علت این که افراد مبتلا به FF یک‌طرفه مانند افراد سالم عمل کردند، بر اساس فرضیه Iijima و همکاران می‌تواند ناشی از جبران عملکرد پای صاف توسط پای سالم در این افراد باشد (۳۷)، اما نکته قابل توجه این بود که افراد مبتلا به FF دوطرفه متفاوت با گروه شاهد و گروه تجربی اول عمل کردند؛ به طوری که در این افراد، اختلاف معنی‌داری بین طول بازوی گشتاور GRF حول مفصل مچ پای راست و طول بازوی گشتاور GRF حول مفصل مچ پای چپ وجود داشت. به عبارت دیگر، طول بازوی گشتاور GRF در مدت زمانی که COP متمایل به سمت پای راست بود نسبت به زمانی که COP متمایل به سمت پای چپ می‌شد، بیشتر بود. این امر می‌تواند ناشی از ضعف عضلات پای افراد مبتلا به FF دوطرفه باشد (۳۸).

Winter بیان کرد که در وضعیت ایستاده روی دو پا، COP بین دو پا جابه‌جا می‌شود و جابه‌جایی آن در جهت AP تحت کنترل عضلات مچ پا است (۹). در افراد مبتلا به FF دوطرفه به دلیل این که ساختار آناتومیک و عملکرد عضلانی در هر دو پا تغییر کرده است، امکان جبران ضعف عملکردی یک پا توسط پای دیگر (مانند آنچه در FF یک‌طرفه رخ می‌دهد) وجود ندارد و کنترل COP تضعیف می‌شود. از این‌رو، در افراد مبتلا به FF دوطرفه از نوع ثابت و متحرک، گشتاوری که نیروی خارجی GRF بر مفصل مچ پای راست یا همان پای متحمل وزن بدن اعمال می‌کند، بیشتر از همان مقدار در پای چپ است.

می‌توان گفت، از نظر گشتاوری که GRF بر پا، مچ پا و دیگر مفاصل اندام تحتانی اعمال می‌کند، در افراد مبتلا به FF دوطرفه یکی از پاها بیشتر از پای دیگر تحت اعمال گشتاور خارجی می‌باشد و نکته مهم این که این پا همان پایی است که هنگام قرارگیری در وضعیت ایستاده، مدت زمان بیشتری وزن بدن را تحمل می‌کند. از این‌رو، به نظر می‌رسد متخصصان توان‌بخشی و درمانگران هنگام ارایه برنامه‌های تمرینی و درمانی به افراد مبتلا به FF دوطرفه، لازم است تأکید بیشتری بر پای متحمل وزن در این افراد داشته باشند. البته این که چطور می‌توان با استفاده از آزمون‌های ساده و روش‌های کلینیکی پای متحمل وزن را در افراد مبتلا به FF دوطرفه مشخص نمود، به تحقیقات تکمیلی نیاز دارد.

محدودیت‌ها

محدودیت قابل توجهی در روش اجرا و ابزار مورد استفاده در تحقیق حاضر وجود نداشت، اما به دلیل عدم وجود مطالعه و یا پژوهش‌های مشابه در رابطه با توزیع وزن در افراد مبتلا به کف پای صاف، امکان مقایسه نتایج گروه‌های تجربی با نتایج تحقیقات قبلی وجود نداشت.

پیشنهادها

اجرای مطالعات مشابه با وظایف حرکتی پیچیده‌تر مانند ایستادن با زمان‌های طولانی‌تر، پریدن، بالا رفتن از پله و موارد دیگری که حین اجرای آن‌ها نیروی بیشتری به مفاصل اندام تحتانی وارد می‌شود، توصیه می‌گردد.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که افراد مبتلا به کف پای صاف دوطرفه (از نوع ثابت و متحرک) مانند افراد سالم، در وضعیت ایستاده وزن بدن را به طور نامتقارن و بیشتر بر روی پای راست توزیع می‌کنند. از سوی دیگر، در این افراد بر خلاف افراد سالم، طول بازوی گشتاور GRF حول مفصل مچ پای راست بزرگ‌تر از همان مقدار حول مفصل مچ پای چپ است. در افراد مبتلا به پای صاف یک‌طرفه توزیع وزن متقارن و طول بازوی گشتاور GRF حول مفاصل مچ پای راست و چپ برابر می‌باشد.

تشکر و قدردانی

تحقیق حاضر بر اساس تحلیل نتایج یک پژوهش مستقل می‌باشد که با کد اخلاق IR.SSRI.REC.1398.532 در کمیته اخلاق در پژوهش پژوهشگاه علوم ورزشی وزارت علوم، تحقیقات و فن‌آوری تأیید و در دانشگاه الزهرای تهران تنظیم گردید. بدین وسیله نویسندگان از تمام مشارکت‌کنندگان مطالعه تشکر و قدردانی به عمل می‌آورند.

نقش نویسندگان

لیلا غزاله، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، جذب منابع مالی برای انجام مطالعه،

http://jrrs.mui.ac.ir

خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، مرضیه بهنام‌پور، جذب منابع مالی برای انجام مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها را به عهده داشتند.

منابع مالی

این تحقیق بر اساس تحلیل نتایج یک پژوهش مستقل با کد اخلاق IR.SSRI.REC.1398.532 در کمیته اخلاق در پژوهش پژوهشگاه علوم ورزشی وزارت علوم، تحقیقات و فن‌آوری تأیید و در آزمایشگاه آنالیز حرکت دانشگاه الزهرای تهران اجرا گردید. این دانشگاه در جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و گزارش آن‌ها، تنظیم دست‌نوشته و تأیید نهایی مقاله برای انتشار اعمال نظر نداشته است.

تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند. دکتر لیلا غزاله بودجه انجام مطالعات پایه مرتبط با این مقاله را پرداخت و از سال ۱۳۹۵ به عنوان استادیار بیومکانیک ورزشی در گروه فیزیولوژی دانشکده علوم ورزشی دانشگاه الزهرا مشغول به فعالیت می‌باشد. مرضیه بهنام‌پور از سال ۱۳۹۳ دانشجوی مقطع کارشناسی علوم ورزشی در دانشکده علوم ورزشی دانشگاه الزهرا می‌باشد.

References

1. Napolitano C, Walsh S, Mahoney L, McCrea J. Risk factors that may adversely modify the natural history of the pediatric pronated foot. Clin Podiatr Med Surg 2000; 17(3): 397-417.
2. Eldesoky MT, Abutaleb EE. Influence of bilateral and unilateral flatfoot on pelvic alignment. World Acad Sci Eng Technol 2015; 9(8): 641-5.
3. Abaraogu UO, Onyeka C, Ucheagwu C, Ozioko M. Association between flatfoot and age is mediated by sex: A cross-sectional study. Pol Ann Med 2019; 23(2): 141-6.
4. Eluwa M, Omini R, Kpela T, Ekanem T, Akpantah A. The incidence of pes planus amongst Akwa Ibom State students in the University of Calabar. The Internet Journal of Forensic Science 2009; 3(2): 1-5.
5. Arunakul M, Amendola A, Gao Y, Goetz JE, Femino JE, Phisitkul P. Tripod index: A new radiographic parameter assessing foot alignment. Foot Ankle Int 2013; 34(10): 1411-20.
6. Dyal CM, Feder J, Deland JT, Thompson FM. Pes planus in patients with posterior tibial tendon insufficiency: Asymptomatic versus symptomatic foot. Foot Ankle Int 1997; 18(2): 85-8.
7. Tiberio D. Pathomechanics of structural foot deformities. Phys Ther 1988; 68(12): 1840-9.
8. Letafatkar A, Zandi S, Khodayi M, Vashmesara JB. Flat foot deformity, Q angle and knee pain are interrelated in wrestlers. J Nov Physiother 2013; 3(2): 138.
9. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. Gait Posture 1995; 3(4): 193-214.
10. Gutnik B, Leaver J, Standen C, Longley C. Inferred influence of human lateral profile on limb load asymmetry during a quiet standing balance test. Acta Med Okayama 2008; 62(3): 175-84.
11. Chang HW, Chieh HF, Lin CJ, Su FC, Tsai MJ. The relationships between foot arch volumes and dynamic plantar pressure during midstance of walking in preschool children. PLoS One 2014; 9(4): e94535.
12. Periyasamy R, Anand S. The effect of foot arch on plantar pressure distribution during standing. J Med Eng Technol 2013; 37(5): 342-7.
13. Pauk J, Daunoraviciene K, Ihnatouski M, Griskevicius J, Raso JV. Analysis of the plantar pressure distribution in children with foot deformities. Acta Bioeng Biomech 2010; 12(1): 29-34.
14. Stodolka J, Sobera M. Symmetry of lower limb loading in healthy adults during normal and abnormal stance. Acta Bioeng Biomech 2017; 19(3): 93-100.
15. Kirby KA. Longitudinal arch load-sharing system of the foot. Revista Espanola de Podologia 2017; 28(1): e18-e26.
16. Franco AH. Pes cavus and pes planus. Analyses and treatment. Phys Ther 1987; 67(5): 688-94.
17. Burkett B. The skeletal system: The axial skeleton. In: Tortora GJ, Derrickson BH, editor. Principles of anatomy and physiology. 15th ed. Hoboken, NJ: John Wiley and Sons; 2016. p. 239-66.
18. Jung DY, Koh EK, Kwon OY. Effect of foot orthoses and short-foot exercise on the cross-sectional area of the abductor hallucis muscle in subjects with pes planus: a randomized controlled trial. J Back Musculoskelet Rehabil 2011; 24(4): 225-31.
19. Lee JE, Park GH, Lee YS, Kim MK. A comparison of muscle activities in the lower extremity between flat and normal feet during one-leg standing. J Phys Ther Sci 2013; 25(9): 1059-61.
20. Kim KJ, Uchiyama E, Kitaoka HB, An KN. An in vitro study of individual ankle muscle actions on the center of pressure. Gait Posture 2003; 17(2): 125-31.
21. Tahmasebi R, Karimi MT, Satvati B, Fatoye F. Evaluation of standing stability in individuals with flatfeet. Foot Ankle Spec 2015; 8(3): 168-74.
22. Chao TC, Jiang BC. A Comparison of postural stability during upright standing between normal and flatfooted individuals, based on COP-based measures. Entropy 2017; 19(2): 76.
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. Pfeiffer M, Kotz R, Ledl T, Hauser G, Sluga M. Prevalence of flat foot in preschool-aged children. Pediatrics 2006; 118(2): 634-9.
25. Maestre-Rendon JR, Rivera-Roman TA, Sierra-Hernandez JM, Cruz-Aceves I, Contreras-Medina LM, Duarte-Galvan C, et al. Low computational-cost footprint deformities diagnosis sensor through angles, dimensions analysis and image processing techniques. Sensors (Basel) 2017; 17(11).
26. Soper C, Hume P, Cheung K, Benschop A. Foot morphology of junior football players: implications for football shoe design. Proceedings of the Conference: Developing sport - the next steps: conference 2001; Wellington, New Zealand.
27. Onodera AN, Sacco IC, Morioka EH, Souza PS, de Sa MR, Amadio AC. What is the best method for child longitudinal plantar arch assessment and when does arch maturation occur? Foot (Edinb) 2008; 18(3): 142-9.
28. Aenumulapalli A, Kulkarni MM, Gandotra AR. Prevalence of flexible flat foot in adults: A cross-sectional study. J Clin Diagn Res 2017; 11(6): AC17-AC20.
29. Lee YC, Lin G, Wang MJ. Comparing 3D foot scanning with conventional measurement methods. J Foot Ankle Res 2014; 7(1): 44.
30. Shariff SM, Manaharan TV, Shariff AA, Merican AF. Evaluation of foot arch in adult women: Comparison between five different footprint parameters. Sains Malaysiana 2017; 46(10): 1839-48.
31. Pezzan Patricia AO, Sacco Isabel CN, Joao Silvia MA. Foot posture and classification of the plantar arch among adolescent wearers and non-wearers of high-heeled shoes. Rev Bras Fisioter 2009; 13(5): 398-404.
32. Queen RM, Mall NA, Hardaker WM, Nunley JA. Describing the medial longitudinal arch using footprint indices and a clinical grading system. Foot Ankle Int 2007; 28(4): 456-62.
33. Ledoux WR, Hillstrom HJ. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. Gait Posture 2002; 15(1): 1-9.
34. Ghazaleh L, Anbarian M, Damavandi M. Prediction of body center of mass acceleration from trunk and lower limb joints accelerations during quiet standing. Physicl Treatment 2017; 7(2):103-12.
35. Prado-Rico JM, Duarte M. Asymmetry of body weight distribution during quiet and relaxed standing tasks. Motor Control 2019; 1-13. [Epub ahead of print].
36. 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.
37. Iijima H, Ohi H, Isho T, Aoyama T, Fukutani N, Kaneda E, et al. Association of bilateral flat feet with knee pain and disability in patients with knee osteoarthritis: A cross-sectional study. J Orthop Res 2017; 35(11): 2490-8.
38. Jung DY, Kim MH, Koh EK, Kwon OY, Cynn HS, Lee WH. A comparison in the muscle activity of the abductor hallucis and the medial longitudinal arch angle during toe curl and short foot exercises. Phys Ther Sport 2011; 12(1): 30-5.

DOI: 10.22122/jrrs.v14i4.3358 Published by Vesnu Publications

Observational Study of Weight Distribution on the Feet and Moment Arm of the Ground Reaction Force around the Ankle in Standing Position in Women with Flatfoot

Leila Ghazaleh[1], Marzieh Behnampoor[2]

Original Article

Abstract

Introduction: By reduction or absence of the medial longitudinal arch in flatfoot deformity, a large part of the contact forces of the body weight transmit to the upper joints. The present study investigated weight distribution on the feet and the external moment around the ankle in women with flatfoot.

Materials and Methods: The statistical population included women students aged 19 to 25 years in Alzahra University, Tehran, Iran. The control group was composed of twelve healthy women, and 37 with flatfoot deformity were divided into three experimental groups. Those in the experimental group 1 had unilateral flatfoot deformity, group 2 had rigid bilateral flatfoot deformity, and group 3 had flexible bilateral flatfoot deformity. The displacement of the center of pressure in the mediolateral and anteroposterior directions was calculated for assessing weight distribution on the feet and the external moment around the ankles. Force plate and 8 motion analysis cameras were used to collect data. MATLAB and SPSS software were used to calculate the displacement of the center of pressure and statistical analysis, respectively.

Results: Experimental groups 2 and 3 and the control group significantly used the right foot for carrying body weight ($P < 0.001$); while in the experimental group 1, there was no significant difference in weight distribution on a flat or normal foot. There was no significant difference in the mean displacement of the center of pressure between the experimental and control groups. Only in experimental groups 2 and 3, there was a significant difference between the mean displacement of the center of foot pressure under the right and left feet ($P = 0.020$).

Conclusion: Women with bilateral flatfoot are more subjected to external moment acting on one foot, which is the same foot that bears body weight in a standing position for a longer time.

Keywords: Flatfoot, Ground reaction force, Weight distribution, Ankle

Citation: Ghazaleh L, Behnampoor M. **Observational Study of Weight Distribution on the Feet and Moment Arm of the Ground Reaction Force around the Ankle in Standing Position in Women with Flatfoot.** J Res Rehabil Sci 2018; 14(5): 257-65.

Received: 21.08.2018 Accepted: 17.10.2018 Published: 06.12.2018

1- Assistant Professor, Department of Sport Physiology, School of Sport Sciences, Alzahra University, Tehran, Iran
2- School of Sport Sciences, Alzahra University, Tehran, Iran
Corresponding Author: Leila Ghazaleh, Email: l.ghazaleh@alzahra.ac.ir