

مقایسه اثر کفی کفش با شیب خارجی بر گشتاور اداکشن خارجی زانو در افراد مبتلا به زانوی پرانتری با ساختار پای مشابه طی فاز استقرار دویدن

مهدی قیطاسی^۱، بهروز ایمری^۲، فرشته حبیبی^۳، غلامرضا رئیسی^۴، بیژن فروغ^۵

۱. استادیار، آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه تندرستی و بازتوانی در ورزش، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی.

۲. استادیار، آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی و ورزشی، دانشگاه گنبدکاووس (نویسنده مسئول).

۳. دانشجوی دکتری، بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران.

۴. استاد، طب فیزیکی و توان‌بخشی، گروه طب فیزیکی و توان‌بخشی، دانشکده طب فیزیکی و توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران.

۵. استاد، طب فیزیکی و توان‌بخشی، گروه طب فیزیکی و توان‌بخشی، دانشکده طب فیزیکی و توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران.

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۱/۲۱

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۱۰/۱۸

چکیده

پژوهش حاضر با هدف بررسی تأثیر کفی کفش با شیب خارجی متفاوت بر ایمپالس و گشتاور اداکشن خارجی زانو در افراد دارای زانوی پرانتری انجام شد. شاخص‌های کینماتیکی و کینماتیکی مفصل زانو حین دویدن با پای برهنه، کفش بدون کفی، کفش همراه کفی با شیب خارجی صفر، ۵ و ۱۰ درجه با روش دینامیک معکوس محاسبه شد. بر اساس نتایج، بین کفی‌های کفش در میزان اوج گشتاور و ایمپالس گشتاور اداکشنی زانو اختلاف معناداری مشاهده شد، به طوری که کفی‌هایی با شیب خارجی ۵ و ۱۰ درجه، در مقایسه با شرایط پای برهنه، کفش بدون کفی و کفش همراه کفی با شیب صفر درجه باعث کاهش معنادار اوج گشتاور و ایمپالس گشتاور اداکشنی زانو شدند. بر این اساس، می‌توان کفی‌های دارای شیب خارجی را به‌عنوان راه‌کاری مؤثر و غیرتهاجمی با هدف پیشگیری از اختلالات اسکلتی عضلانی از جمله استئوآرتریت مرتبط با ناهم‌راستایی زانوی پرانتری در افراد مبتلا پیشنهاد نمود.

واژگان کلیدی: گشتاور اداکشن زانو، ایمپالس گشتاور اداکشن، کفی خارجی، زانوی پرانتری.

1. Email: m_gheitasi@sbu.ac.ir

2. Email: behrooz.imeri@gmail.com

3. Email: fr.habibi@yahoo.com

4. Email: raissi.gh@iums.ac.ir

5. Email: bijanfr@gmail.com

6. Email: m_gheitasi@sbu.ac.ir

مقدمه

زانوی پرانتری یکی از ناهنجاری‌های اندام تحتانی است که فرد را مستعد بروز استئوآرتروز زانو، استئوآرتروز مفاصل مچی-کف پای و سندرم درد کشککی-رانی می‌کند (۱،۲). این ناهنجاری با تغییر مسیر نیروی عکس‌العمل زمین در صفحه فرونتال از مرکز به سمت داخل زانو باعث افزایش گشتاور اداکتوری و نیروهای مفصلی در کمپارتمان داخلی زانو شده و عاملی برای ایجاد استئوآرتروز در این کمپارتمان زانو به شمار می‌رود (۳). بنا بر پژوهش‌ها، در افراد مبتلا به زانوی پرانتری، نیروهای وارد بر مفصل زانو یکی از دلایل اصلی مرتبط با گسترش استئوآرتروز زانو است (۴). هنگام راه رفتن، نیروها به‌طور برابر در سراسر مفصل زانو توزیع نمی‌شوند و تقریباً ۷۰ درصد از کل بار واردشده به بخش داخلی مفصل زانو اعمال می‌شود (۵) در افراد مبتلا به زانوی پرانتری، فشاری که به قسمت داخلی مفصل وارد می‌شود از ۷۰ درصد هم بیشتر می‌شود که عاملی شتاب‌دهنده برای تخریب سطوح مفصلی و ابتلا به استئوآرتروز است (۶،۱). از طرفی، در دوییدن متعاقب افزایش نیروهای ضربه‌ای میزان بار وارد شده بر مفصل زانو افزایش می‌یابد که می‌تواند دلیلی برای شیوع بیشتر استئوآرتروز زانو در این افراد طی دوییدن در مقایسه با راه رفتن باشد (۷).

گشتاور اداکشنی خارجی زانو^۱ (EKAM) که حاصل میزان نیروی خارجی (نیروی عکس‌العمل زمین) اعمال‌شده به قسمت داخلی زانو در صفحه فرونتال و فاصله عمودی خط اعمال این نیرو تا مرکز مفصل زانوست، عامل پیشگو برای توزیع بار بین کمپارتمان داخلی و خارجی در فعالیت‌های پویا شناخته می‌شود (۸) به‌طوری که افزایش گشتاور اداکشن خارجی زانو نشان‌دهنده افزایش نیروهای مفصلی در کمپارتمان داخلی است (۹). علاوه بر میزان بارگیری، مدت‌زمان بارگیری نیز متغیر مهمی است که بر سطح مفصلی زانو تأثیر می‌گذارد. ضربه EKAM هم مقدار نیرو و هم مدت‌زمان جذب نیرو توسط زانو را نشان می‌دهد. اعتقاد بر این است که آسیب‌های زانو با افزایش بار سریع‌تر پیشرفت می‌کند (۱۰). با این حال مطالعات تحمل بار نشان داده‌اند اثر انتگرال زمانی بار بر سطح مفصل به‌اندازه اثر خود بار مهم است (۱۱). مطالعات متعدد نشان داده‌اند بین شدت آسیب‌هایی همچون استئوآرتروز زانو و هر دو متغیر اوج و ضربه گشتاور اداکشنی خارجی زانو رابطه مستقیم وجود دارد (۱۲،۱۳). میازاکی^۲ و همکاران (۲۰۰۲) پیشرفت استئوآرتروز زانو را طی یک دوره پیگیری شش‌ساله تحلیل و گزارش کردند با توجه به عکس رادیوگرافی در بیمارانی که پیشرفت استئوآرتروز داشتند، در مقایسه با افرادی که بیماری‌شان پیشرفتی نداشته است، درد شدیدتر در زانو و افزایش میزان گشتاور اداکشنی خارجی

1. External Knee Adduction Moment

2. Miyazaki

زانو مشاهده شد (۱۴)؛ در نتیجه کاهش اوج و ضربه گشتاور اداکشن خارجی زانو می‌تواند هدفی مهم در کاهش بروز این قبیل آسیب‌ها محسوب شود.

شاید بتوان از جمله ساده‌ترین، در دسترس و ارزان‌ترین روش‌های پیشگیرانه و درمانی با هدف کاهش میزان اوج EKAM را استفاده از کفی‌هایی با شیب خارجی بیان نمود (۱۵). پیش‌فرض به‌کارگیری این ارتوزها بدین گونه است که در واقع این کفی‌ها با جابه‌جا کردن مرکز فشار به سمت خارج ناحیه کف پا که در تماس با زمین و حمایت‌کننده و تحمل‌کننده وزن فرد است، باعث کاهش قابل توجه گشتاور نیروی عکس‌العمل زمین در صفحه فرونتال و در نتیجه کاهش EKAM می‌شوند (۱۶). با این حال نتایج متناقض مطالعات گذشته در زمینه اثرگذاری کفی با شیب خارجی بر میزان EKAM نشان می‌دهد که همه افراد با شرایط یکسان به این کفی‌ها پاسخ مشابهی نمی‌دهند (۱۶-۲۰). به‌طور مثال در مطالعه‌ای گزارش شد کفی‌های شیب‌دار به خارج در بیشتر افراد سالم و استئوآرتریتی باعث کاهش گشتاور اداکشن زانو شده است، در حالی که در حدود ۳۰ درصد از این افراد به افزایش گشتاور اداکشنی و افزایش درد زانو در بیماران استئوآرتریتی منجر شد (۱۶،۲۰). با وجود پژوهش‌های متعدد در این زمینه و بررسی عوامل مختلف هنوز علت پاسخ متفاوت افراد به کفی با شیب خارجی مشخص نشده است. برخی از محققان معتقدند که ساختار دیگر بخش‌های اندام تحتانی و همچنین تغییر عملکرد این اندام‌ها در اثر استفاده از کفی با شیب خارجی می‌تواند بر پاسخ و سازوکار این کفی‌ها مؤثر باشد (۲۰). طبق پژوهش‌های گذشته کفی‌های شیب‌دار در مقایسه با زانو و ران اثر بیشتری روی حرکت پا دارند؛ زیرا میزان تغییر در کینماتیک بخش‌های پا مثل بخش عقبی پا بیشتر از قسمت‌های دیگر اندام تحتانی از قبیل زانو و ران است که نشان‌دهنده اهمیت پا در سازوکار اثر این کفی‌ها است (۲۰). بولتر و همکاران (۲۰۰۹) بیان کردند که کینماتیک زانو و ران در افرادی که کفی‌های شیب‌دار را استفاده می‌کنند هیچ تغییری نمی‌کند، اما کینماتیک بخش عقبی پا و میزان اورشن پا به‌طور قابل توجهی تغییر می‌کند (۲۱). از طرفی، وضعیت ناهنجار ساختار و عملکرد پا بر اثر کاهش یا افزایش ارتفاع قوس طولی داخلی در میزان حرکت‌پذیری بخش‌های مختلف پا طی دویدن اثرگذار است (۲۲). پژوهش‌های گذشته بیان کرده‌اند که تغییر در ساختار کف پا با بیومکانیک (کینماتیک، کینتیک و الکترومایوگرافی) غیرطبیعی اندام تحتانی طی گام برداری مرتبط است (۲۳،۲۴)؛ برای مثال گزارش شده است تغییرات کینماتیکی در افراد دارای کف پای صاف شامل اورژن طولانی‌مدت پاشنه، افزایش دامنه‌ی پرونیشن پا، افزایش چرخش داخلی درشت‌نی و افزایش اداکشن جلوی پا است (۲۵،۲۶). همچنین کاهش ارتفاع قوس طولی داخلی پا به افزایش نیروی عکس‌العمل داخلی-خارجی زمین، ضربه و زمان رسیدن به اوج نیروها طی گام‌بردای منجر می‌شود (۲۳). بنابراین تغییر ساختار پا می‌تواند در هم‌ترازی اندام

تحتانی و در پی آن، عملکرد مفاصل زانو و ران مؤثر باشد، به گونه‌ای که ساختار ناهنجار پا باعث افزایش بار اعمال شده به زانو و توزیع نامناسب این نیروها در زانو می‌شود (۲۷، ۲۸)؛ در نتیجه ممکن است میزان اثرگذاری کفی با شیب خارجی بر EKAM در افرادی که دارای ساختار کف پای ناهنجارند متفاوت باشد.

به‌طور کلی با توجه به اهمیت تغییرات کینماتیک پا، در مقایسه با ران و زانو، حین استفاده از کفی خارجی و از سوی دیگر وجود رابطه بین نوع ساختار پا و تغییرات کینماتیک پا می‌توان گفت ممکن است ساختار متفاوت پا بر پاسخ افراد به کفی‌های مورد نظر اثر داشته باشد. به همین منظور با توجه به این فرضیه، در مطالعه حاضر نوع کف پای بیماران ارزیابی شد تا از طریق کنترل آن بتوان اثرگذاری کفی کفش با شیب‌های خارجی را بر میزان تغییرات گشتاور اداکشن خارجی زانو دقیق‌تر بررسی کرد. بر این اساس هدف پژوهش حاضر بررسی اثر فوری کفی کفش با شیب خارجی متفاوت بر میزان اوج و ضربه EKAM در افراد با زانوی پرانتری با ساختار پای مشابه (نرمال) طی فاز استقرار دویدن بود.

روش پژوهش

برای تعیین حجم نمونه آماری از نرم‌افزار جی پاور^۱ استفاده شد. مشخص شد که برای دستیابی به اندازه اثری برابر ۰/۸ در سطح معناداری ۰/۰۵ با میزان توان آماری برابر ۰/۸ به دست کم ۲۰ آزمودنی نیاز است (۲۹). با وجود این، ۴۰ مرد جوان مبتلا به عارضه زانوی پرانتری و دارای راستای کف پای نرمال توسط متخصص ارزیابی و معاینه شدند و پس از احراز معیارهای ورود به مطالعه و در صورت تمایل به شرکت داوطلبانه در پژوهش وارد مطالعه شدند. شاخص‌های مرتبط با سلامت جسمانی تمام آزمودنی‌ها پیش از اجرای پروتکل پژوهش ارزیابی شد و آزمودنی‌ها فرم رضایت‌نامه شرکت داوطلبانه در پژوهش را مطالعه، تکمیل و امضا کردند. تمام آزمودنی‌ها دارای شاخص افت ناوی نرمال بودند. میزان افت ناوی با استفاده از روش برودی^۲ ارزیابی و اندازه‌گیری شد (۳۰). در این روش ارتفاع برجستگی استخوان ناوی آزمودنی تا سطح زمین در دو حالت ایستاده همراه با تحمل وزن و نشسته بدون تحمل وزن اندازه‌گیری و میزان پنج تا نه میلی‌متر به‌عنوان محدوده شاخص قوس کف پای طبیعی در نظر گرفته شد. همچنین کف پای آزمودنی‌ها از نظر عملکردی نیز بررسی شد. برای تعیین عملکرد پا در آزمودنی‌ها از شاخص مسیر حرکت مرکز فشار کف پا (نقطه اثر نیروی اعمال شده از طرف زمین به کف پا) استفاده شد (۳۱). این شاخص با استفاده از فوت اسکن دینامیک (مدل RSscan به ابعاد ۴/۰ × ۱ متر ساخت بلژیک) محاسبه شد. با توجه به اینکه حرکت نرمال مرکز فشار از

1. G*power

۲. Brody

وسط استخوان پاشنه یا عقب پا شروع می‌شود و در نهایت از بین انگشت دوم و سوم عبور می‌کند، هرگونه انحراف از این مسیر می‌تواند نشان‌دهنده‌ی اختلال باشد. اگر این شاخص بین (۵/۴-۱۹/۴۰) باشد پای سوپینیت، بین (۱/۵-۶/۱۹) پای نرمال و اگر بین (۶-۲۰/۶-) باشد نشان‌دهنده‌ی پای پرونیت است (۳۱). تمامی آزمودنی‌ها از نظر عملکرد پا نرمال بودند. هرگونه مشکلات پاسچرال نظیر پیچش درشت نئی و اختلالات اسکلتی عضلانی آسپرین مزمن مچ پا، شکستگی، در رفتگی، شکستگی فشاری، استئوآرتریت، شین اسپلینت در محدوده شش ماه قبل از زمان آزمون‌گیری، متغیر خروج آزمودنی از مطالعه تعیین شد. احراز این متغیرها از طریق ارزیابی بالینی توسط متخصص و همچنین اطلاعات حاصل از پرسش‌نامه‌ی اطلاعات فردی مسجل شد. گفتنی است، مقاله حاضر مستخرج از طرح پژوهشی به سفارش مرکز تحقیقات بیماری‌های عصبی-عضلانی-اسکلتی دانشگاه علوم پزشکی ایران و دارای کد اخلاق به شماره ۱۳۹۷.۱۳۴۸. IR.IUMS.REC. است. همچنین این طرح در مرکز ثبت کارآزمایی بالینی ایران به شماره IRCTID: IRCT20190414043273N1 ثبت شده است.

شش دوربین (Basler; 200 Hz) در سمت راست دستگاه صفحه نیرو (شرکت سازنده Kistler مدل Winterthur ساخت سوئیس با سرعت نمونه‌برداری ۱۰۰۰ فریم در ثانیه) قرار داده شد که در بخش میانی یک مسیر ۱۵ متری نصب بود. داده‌های کینماتیکی و کینتیکی توسط نرم‌افزار Motion SIMI جمع‌آوری شد. سرعت دویدن به وسیله کرونومتر کنترل شد که برابر با 3 ± 0.31 متر بر ثانیه بود. کفش استفاده‌شده در پژوهش حاضر، کفش ورزشی مناسب و ویژه دویدن مدل Nike Free 5 بود. در این مطالعه از سه نوع کفی غیرسفارشی و پیش‌ساخته با جنس اتیل‌ونیل‌استات با درجه سفتی نیمه‌سخت و چگالی نسبتاً زیاد و در سه زاویه شیب خارجی صفر درجه، پنج درجه و ۱۰ درجه استفاده شد که توسط کارشناس ارتوپدی فنی طراحی و ساخته شده بود. بر اساس ادبیات پژوهشی بهترین درجه شیب خارجی برای راحتی استفاده در کفش، شیب بین پنج تا ۱۰ درجه است (۳۲). به همین منظور در پژوهش حاضر نیز از دو شیب پنج و ۱۰ درجه برای ارزیابی اثرگذاری بر متغیرهای وابسته استفاده شد. میزان شیب کفی‌ها در کل طول لبه خارجی از ناحیه پاشنه تا پنجه پا و به صورت سرتاسری و متناسب با اندازه‌ی پای هر آزمودنی طراحی و ساخته شد (شکل شماره ۱).



شکل ۱- شماره ۱: کفی صفر درجه، شماره ۲: کفی پنج درجه، شماره ۳: کفی ۱۰ درجه.

برای ثبت داده‌های کینماتیک، نشانگرهای منعکس‌کننده نور در وضعیت ایستا روی ناحیه‌های زیر قرار گرفتند: خار خاصه قدامی فوقانی راست و چپ، مهره اول خاجی، کندیل داخلی و خارجی زانو، قوزک داخلی و خارجی، مرکز پاشنه و نوک انگشت دوم پا. نشانگرها ردیابی روی مرکز پاشنه، انتهای دیستال استخوان‌های کف پایي دوم و پنجم، دو کلاستر روی ساق و ران که روی هر یک چهار نشانگر قرار داشت و همچنین خار خاصه قدامی فوقانی راست و چپ و مهره اول خاجی قرار گرفتند (۳۳) (شکل شماره ۲). ابتدا، کوشش ایستا، در حالی که فرد برای یک ثانیه در وضعیت آناتومیک قرار داشت، ثبت شد. سپس نشانگرهای ایستا برداشته شد و کوشش‌های دویدن در پنج حالت پابرنه، کفش بدون کفی، کفش همراه با کفی صفر درجه، کفش همراه با کفی پنج درجه و کفش همراه با کفی ۱۰ درجه ثبت شد. در هر وضعیت، پنج کوشش صحیح ثبت شد. بین دو هر دو وضعیت، سه دقیقه استراحت به آزمودنی‌ها داده شد. همچنین ترتیب اجرای حرکات در هر آزمودنی به‌طور تصادفی انتخاب می‌شد.



شکل ۲- تصویری از مدل مارکرست مورد استفاده در پژوهش

ماتریس‌های چرخش مفاصل طبق توالی کاردن^۱ محاسبه شد (۳۴)، از جدول آنترپومتریک برای محاسبه مقادیر گشتاور اینرسی (۳۵) و از معادلات دینامیک معکوس نیوتن-اولر^۲ برای محاسبه گشتاور اداکشن خارجی استفاده شد (۳۶). برای محاسبه ضربه گشتاور اداکشن زانو (EKAM impulse) از سطح زیر منحنی گشتاور اداکشن زانو استفاده شد (۳۶). داده‌های کینماتیکی و کینتیکی با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث درجه چهار و به ترتیب با فرکانس برشی ۱۵ و ۵۰ هرتز هموار شد. مقادیر گشتاور بر اساس نسبتی از جرم و قد بدن همسان‌سازی شد. برای تعیین فاز استقرار دویدن از داده‌های نیروی عکس‌العمل عمودی زمین استفاده شد، بدین‌صورت که مقدار نیروی ۲۰ نیوتن ابتدا و انتهای فاز استقرار در نظر گرفته شد. سپس، اطلاعات مربوط به گشتاور در ۱۰۰ فریم حرکتی هنجارسازی‌شده^۳ مربوط به فاز استقرار دویدن برای محاسبات بعدی به کار گرفته شد. تمام محاسبات در محیط نرم‌افزار متلب^۳ انجام شد. از آزمون شایپرو-ویلک برای بررسی توزیع نرمال داده‌ها و از آزمون تحلیل واریانس برای سنجش مکرر در سطح معناداری ۰/۰۵ برای مقایسه شاخص‌های کینماتیکی در وضعیت‌های مختلف کفی در آزمودنی‌ها استفاده شد، در صورت وجود اختلاف معنادار

-
1. Carden
 2. Newton-euler
 3. MATLAB

از آزمون تعقیبی بنفرونی استفاده شد. تحلیل‌های آماری در محیط نرم‌افزار اس پی اس نسخه ۲۲ انجام شد.

نتایج

مشخصات جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها در جدول شماره ۱ آورده شده است. میانگین و انحراف استاندارد اوج و ضربه گشتاور اداکشن خارجی زانو در جدول شماره ۲ ذکر شده و در نمودار شماره ۱ نمایش داده شده است. نتایج آزمون آماری آنالیز واریانس یک‌طرفه نشان داد در میزان اوج و ضربه گشتاور اداکشن خارجی زانو بین وضعیت‌های مختلف کفی کفش با شیب خارجی اختلاف معناداری وجود دارد (به ترتیب $P=0/001$ و $P<0/001$) (جدول شماره ۳).

جدول ۱- مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها (تعداد ۴۰ نفر)

متغیر	میانگین \pm انحراف استاندارد
سن (سال)	۲۳/۱۵ \pm ۲/۶۲
وزن (کیلوگرم)	۶۹/۳۱ \pm ۷/۰۴
قد (متر)	۱/۷۳ \pm ۰/۰۴
شاخص توده بدن (کیلوگرم/مترمربع)	۲۳/۰۵ \pm ۱/۵۴

جدول ۲- میانگین و انحراف استاندارد اوج و ضربه گشتاور اداکشن خارجی زانو

ضربه گشتاور اداکشن خارجی زانو (N.m/ %BW \times ht \times s)	اوج گشتاور اداکشن خارجی زانو (N.m/ %BW \times ht)	
میانگین \pm انحراف استاندارد	میانگین \pm انحراف استاندارد	
۷/۲۷ \pm ۲/۰۹	۱۲/۰۷ \pm ۲/۰۷	پای برهنه
۷/۱۸ \pm ۲/۰۵	۱۱/۹۶ \pm ۲/۰۶	کفش بدون کفی
۷/۰۸ \pm ۲/۰۶	۱۱/۹۱ \pm ۲/۰۳	کفش+کفی صفر درجه
۶/۵۹ \pm ۲/۰۱	۱۱/۲۷ \pm ۲/۰۹	کفش+کفی پنج درجه
۶/۲۰ \pm ۲/۰۲	۱۰/۸۵ \pm ۲/۰۲	کفش+کفی ۱۰ درجه

جدول ۳- آزمون آماری آنالیز واریانس یکطرفه برای میزان اوج و ضربه گشتاور اداکشن خارجی در کفی با شیب‌های خارجی متفاوت

متغیر	مقدار P
اوج گشتاور اداکشن خارجی زانو	*.۰/۰۰۱
ضربه گشتاور اداکشن خارجی زانو	*<۰/۰۰۱

* مقدار معناداری آماری در سطح ۰/۰۵

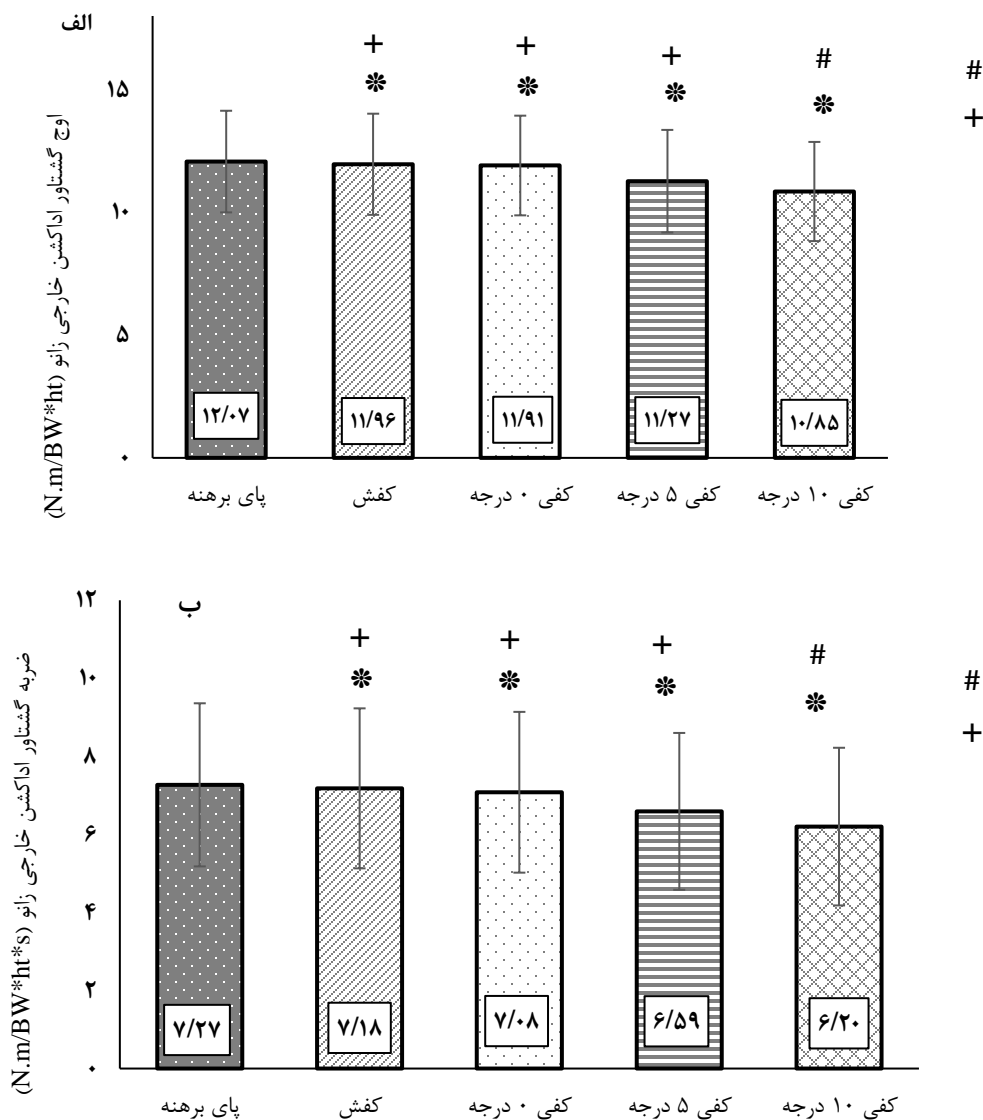
طبق نتایج آزمون تعقیبی بنفرونی، در میزان اوج و ضربه گشتاور اداکشن خارجی زانو (EKAM) بین شرایط پابرهنه، کفش و کفی صفر درجه تفاوت معناداری وجود ندارد ($P > ۰/۰۵$). با این حال، نتایج نشان داد بین اوج EKAM در وضعیت‌های کفی کفش با شیب‌های خارجی پنج و ۱۰ درجه، در مقایسه با وضعیت پابرهنه، با کفش و کفی با شیب صفر درجه تفاوت معناداری دارد ($P < ۰/۰۰۱$). از طرف دیگر، بین میزان اوج EKAM در وضعیت کفی کفش با شیب خارجی پنج درجه در مقایسه با شیب خارجی ۱۰ درجه تفاوت معناداری وجود دارد ($P < ۰/۰۰۱$) (جدول شماره ۴). میانگین میزان اوج EKAM در وضعیت کفی کفش با شیب خارجی ۱۰ درجه (۱۰/۱۰ درصد) و در وضعیت شیب خارجی پنج درجه (۶/۶۲ درصد) از اوج EKAM در وضعیت پابرهنه به‌طور معناداری کمتر بود. همچنین در میانگین اوج EKAM کفی کفش با شیب خارجی ۱۰ درجه، در مقایسه با شیب خارجی پنج درجه کاهش معنادار به میزان ۳/۷۲ درصد نشان داد.

همچنین، نتایج ارائه شده در جدول شماره ۴ نشان می‌دهد ضربه EKAM نیز در وضعیت کفی کفش با شیب‌های خارجی پنج و ۱۰ درجه، در مقایسه با وضعیت پابرهنه، با کفش و کفی با شیب صفر درجه تفاوت معناداری دارد ($P < ۰/۰۰۱$); به عبارت دیگر، میانگین ضربه EKAM در وضعیت کفی کفش با شیب خارجی ۱۰ درجه (۱۴/۷۱ درصد) و در وضعیت شیب خارجی پنج درجه (۹/۳۵ درصد) از ضربه EKAM در وضعیت پابرهنه به‌طور معناداری کمتر بود. همچنین کفی با شیب ۱۰ درجه در مقایسه با کفی با شیب پنج درجه ضربه EKAM را به میزان ۵/۹۱ درصد و به‌طور معناداری کاهش داد. بنابراین، به‌طور کلی طبق نتایج تحلیل آماری می‌توان گفت تغییر میزان شیب در کفی خارجی می‌تواند بر اوج و ضربه EKAM تأثیرگذار باشد.

جدول ۴- آزمون آماری بنفرونی در کفی با شیب‌های خارجی متفاوت

متغیر	وضعیت کفی ها	P value	درصد تغییرات
اوج گشتاور اداکشن خارجی زانو (EKAM)	پابرهنه	۰/۹۵	۰/۹٪
	بدون کفی	۰/۹۱	۱/۳۲٪
	شیب خارجی صفر درجه	< ۰/۰۰۱*	۶/۶۳٪
	شیب خارجی پنج درجه	< ۰/۰۰۱*	۱۰/۱۰٪
	شیب خارجی ۱۰ درجه		
	کفش بدون کفی	۰/۱۸	۰/۴۱٪
	شیب خارجی صفر درجه	< ۰/۰۰۱*	۵/۷۶٪
	شیب خارجی پنج درجه	< ۰/۰۰۱*	۹/۲۸٪
	شیب خارجی ۱۰ درجه		
	شیب خارجی صفر درجه	< ۰/۰۰۱*	۵/۳۷٪
	شیب خارجی پنج درجه	< ۰/۰۰۱*	۸/۹۰٪
	شیب خارجی ۱۰ درجه	< ۰/۰۰۱*	۳/۷۲٪
ضربه گشتاور اداکشن خارجی زانو (EKAMI)	پابرهنه	۰/۸۹	۱/۲۳٪
	کفش بدون کفی	۰/۶۷	۲/۶۱٪
	شیب خارجی صفر درجه	< ۰/۰۰۱*	۹/۳۵٪
	شیب خارجی پنج درجه	< ۰/۰۰۱*	۱۴/۷۱٪
	شیب خارجی ۱۰ درجه		
	کفش بدون کفی	۰/۰۶	۱/۳۹٪
	شیب خارجی صفر درجه	< ۰/۰۰۱*	۸/۲۱٪
	شیب خارجی پنج درجه	< ۰/۰۰۱*	۱۳/۶۴٪
	شیب خارجی ۱۰ درجه		
	شیب خارجی صفر درجه	< ۰/۰۰۱*	۶/۹۲٪
	شیب خارجی پنج درجه	< ۰/۰۰۱*	۱۲/۴۳٪
	شیب خارجی ۱۰ درجه	< ۰/۰۰۱*	۵/۹۱٪

* سطح معناداری ۰/۰۵ در نظر گرفته شده است.



شکل ۳- الف. میانگین اوج گشتاور اداکشن خارجی زانو و ب. میانگین ضربه گشتاور اداکشن خارجی زانو (* معناداری کفی با شیب خارجی پنج درجه در مقایسه با وضعیت پای برهنه، کفش، کفی صفر درجه / # معناداری کفی با شیب خارجی ۱۰ درجه در مقایسه با وضعیت پای برهنه، کفش، کفی صفر درجه / # معناداری کفی با شیب خارجی ۱۰ درجه در مقایسه با وضعیت کفی با شیب خارجی پنج درجه)

بحث و نتیجه گیری

هدف پژوهش حاضر بررسی اثر کفی کفش با شیب‌های خارجی متفاوت بر میزان اوج و ضربه EKAM در افراد با زانوی پرنانتری طی مرحله استقرار دویدن بود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد میانگین میزان اوج و ضربه EKAM در وضعیت کفی کفش با شیب خارجی پنج و ۱۰ درجه به‌طور معناداری کمتر از وضعیت پابرهنه و با کفش بود. همچنین مشاهده شد هر چه شیب خارجی کفی بیشتر شود، میزان این دو متغیر کاهش می‌یابد به‌طوری که کفی با شیب خارجی ۱۰ درجه در مقایسه با کفی با شیب خارجی پنج درجه میانگین اوج و ضربه EKAM را به‌طور معناداری بیشتر کاهش داد. تاکنون پژوهشی اثر شیب‌های متفاوت کفی خارجی را در افراد مبتلا به زانوی پرنانتری بررسی نکرده است، تنها لوینسون^۱ و همکاران (۲۰۱۳) نشان دادند کفی با شیب‌های خارجی ۳، ۶ و ۹ میلی‌متری باعث کاهش معنادار اوج گشتاور اداکشن زانو در افراد سالم طی دویدن شده است (۳۷). نتایج پژوهش‌های سینکلر^۲ (۲۰۱۸) روی کفی با شیب خارجی پنج درجه در مردان جوان سالم و نیگ^۳ و همکاران (۲۰۰۳) با بررسی کفی با شیب خارجی ۴/۵ میلی‌متر نیز کاهش معنادار میزان اوج EKAM را طی فاز اتکای دویدن نشان داد (۳۸،۳۹) که با نتایج مطالعه‌ی حاضر هم‌سو است. همچنین هایم^۴ و همکاران (۲۰۰۸) گزارش کردند کفی‌هایی با شیب خارجی به جابه‌جایی مرکز فشار به سمت خارج و کاهش معنادار ضربه EKAM طی راه رفتن منجر شدند. کفی جانبی با گوه هشت درجه در کاهش ضربه EKAM در هر دو گروه مؤثر بود (۴۰). نتیجه مطالعه‌ای از هینمن^۵ و همکاران (۲۰۱۲) نیز نشان داد کفی با شیب خارجی پنج درجه باعث کاهش معنادار میزان ضربه EKAM طی راه رفتن می‌شود (۱۶) که با نتیجه مطالعه حاضر هم‌خوانی دارد.

بر اساس ادبیات پژوهش، تغییر در حرکت مفاصل دیگر اندام تحتانی در اثر استفاده از کفی‌هایی با شیب خارجی ممکن است بر سازوکار کاهش میزان اوج EKAM به‌وسیله این کفی‌ها اثرگذار باشد. طبق پژوهش‌های گذشته بیان شده است میزان حرکت‌پذیری مفصل پا، به‌ویژه کینماتیک بخش عقبی پا و میزان اورشن پا در مقایسه با زانو و ران در پاسخ به استفاده از کفی‌های شیب‌دار بیشتر بوده است که این مسئله اهمیت پا را در سازوکار اثر کفی با شیب خارجی نشان می‌دهد (۲۰،۲۱). تغییر زاویه زیرقاپی در اثر استفاده از کفی با شیب خارجی در مطالعه دیگری نیز مشاهده شده که از طریق رادیوگرافی طی گام‌برداری انجام شده است (۴۱). بر این اساس، کاهش میزان اوج EKAM در

-
1. Lewinson
 2. Sinclair
 3. Nigg
 4. Hume
 5. Hinman

مطالعه حاضر در اثر استفاده از کفی با شیب خارجی ۵ و ۱۰ درجه ممکن است به دلیل افزایش اورشن مجموعه میچ پا و مفصل زیرقاپی باشد که باعث انتقال مرکز فشار به سمت خارج کف پا و متعاقب آن جابه‌جایی نیروی عکس‌العمل زمین به خارج مفصل زانو در صفحه فرونتال شده است. این امر به کاهش بازوی گشتاور نیروی عکس‌العمل زمین منجر شده و در نهایت میزان اوج EKAM کاهش یافته است. در پژوهشی گزارش شد جابه‌جایی یک میلی‌متری مرکز فشار در زیر پا به اندازه ۲ درصد از گشتاور اداکشن زانو می‌کاهد و باعث ۱ درصد کاهش در اعمال نیرو به قسمت داخلی زانو می‌شود (۴۲) که علت احتمالی کاهش میزان اوج EKAM را توجیه می‌کند. علاوه بر این ضربه، حاصل ضرب نیرو در مدت زمان اعمال نیروست؛ در نتیجه ضربه EKAM برابر است با سطح زیر نمودار EKAM در بازه زمان که چگونگی بارگیری بخش داخلی زانو را در کل مرحله اتکا نشان می‌دهد (۳۳). در مطالعه حاضر، کاهش معنادار ضربه EKAM در اثر استفاده فوری از کفی با شیب خارجی پنج و ۱۰ درجه احتمالاً پس از کاهش میزان اوج EKAM طی دویدن رخ داده است؛ زیرا سطح زیر نمودار نیرو-زمان (ضربه) با تغییر در سرعت گام‌برداری ارتباط دارد (۴۳). با توجه به اینکه در این مطالعه سرعت گام‌برداری آزمودنی‌ها طی دویدن کنترل شد، دلیل اصلی احتمالی کاهش ضربه EKAM را می‌توان کاهش در میزان اوج EKAM دانست.

با این حال مالی^۱ و همکاران (۴۱) و اشمالز^۲ و همکاران (۴۴) نشان دادند کفی با شیب خارجی اثر معناداری روی EKAM ندارد. کاکیهانا^۳ و همکاران (۴۵) و هینمن و همکاران (۱۶) نیز مشاهده کردند کفی با شیب خارجی در برخی از آزمودنی‌ها باعث کاهش EKAM و در برخی دیگر باعث افزایش آن شده است که با نتایج پژوهش حاضر متناقض است. از دلایل متناقض بودن نتایج می‌توان به این موضوع اشاره کرد که این مطالعات روی افراد سالم یا افراد مبتلا به استئوآرتریت داخلی زانو انجام شده است و این احتمال وجود دارد که پاسخ زانوهای مبتلا به آرتریت به کفی‌هایی با شیب خارجی به دلیل کاهش قابلیت رباط‌ها و ساختارهای عضلانی زانوی آرتریتی متفاوت باشد (۱۵). همچنین میزان شیب خارجی کفی مورد بررسی نیز می‌تواند در نتایج تأثیرگذار باشد. معمولاً مطالعات گذشته اثر کفی با میزان شیب خارجی صفر تا ۱۲ درجه را بررسی کرده‌اند. عوامل متعدد دیگری نیز در پاسخ‌گویی به مداخلات وجود دارند که از جمله می‌توان به ویژگی‌های فردی مثل راستای اندام تحتانی، هم‌انقباضی، محل قرارگیری پا و قدرت عضلانی اشاره کرد که این تفاوت‌ها ممکن است روی میزان اثر بخشی مداخله بر حرکات صفحه فرونتال مفصل زانو تأثیر بگذارد (۲۸). بنابراین با توجه به اینکه

1. Maly
2. Schmalz
3. Kakihana

آزمودنی‌های این مطالعه افرادی با زانوی پرانتری بودند، متفاوت بودن راستای اندام تحتانی آزمودنی‌ها می‌تواند یکی دیگر از دلایل نتایج متناقض پژوهش حاضر با مطالعات گذشته باشد. همچنین جنس کفی مورد استفاده، سرتاسری بودن کفی یا اینکه صرفاً در زیر پاشنه استفاده شده باشد، مجموعه نشانگرها، سرعت راه رفتن آزمودنی‌ها و مهارت اجرا شده در پژوهش نیز ممکن است از دیگر دلایل وجود تناقض در نتایج باشد.

از سوی دیگر، اندام‌های تحتانی در یک الگوی حرکتی بسته، به هم مرتبطند به گونه‌ای که وقتی پا در ارتباط با زمین است، تغییر در هر یک از مفاصل به تغییر در مفاصل بالاتر یا پایین‌تر منجر می‌شود (۴۶). بنابراین تغییر ساختار پا از حالت نرمال در میزان حرکت‌پذیری پا و همچنین مسیر مرکز فشار و توزیع جذب نیرو در اندام تحتانی طی گام‌برداری اثرگذار است (۲۷)؛ برای مثال لی و همکاران (۲۰۲۰) گزارش کردند طی گام‌برداری مسیر مرکز فشار در افرادی که کف پای گود دارند، در مقایسه با افرادی با کف پای نرمال، به سمت داخل کف پا منتقل می‌شود (۴۷)؛ بنابراین از آنجا که حرکت پا و مسیر مرکز فشار با توجه به نوع ساختار پا متفاوت است، اعمال مداخله‌ای همچون کفی با شیب خارجی به پا ممکن است نه تنها روی پا بلکه روی کل اندام تحتانی تأثیری متفاوت داشته باشد. در ادبیات پژوهشی بیان شده است هنگام استفاده از کفی با شیب خارجی احتمالاً انتقال مرکز فشار به سمت خارج کف پا طی گام‌برداری سازوکار غالب کاهش میزان اوج EKAM است (۶). علاوه بر این پژوهش‌های گذشته گزارش کردند افرادی EKAM آن‌ها با استفاده از کفی‌هایی با شیب خارجی افزایش می‌یابد، در مفصل زیر قاپی‌شان حرکت اینورشن مشاهده شده که باعث انتقال مرکز فشار به سمت داخل پا و افزایش بازوی گشتاور نیروی عکس‌العمل زمین شده است (۱۷). بر این اساس، از دیگر دلایلی که به نتایج متناقض در پژوهش‌های گذشته و مطالعه حاضر منجر شده است می‌توان به این امر اشاره کرد که در این پژوهش همه آزمودنی‌ها از نظر نوع کف پا بررسی شدند و افرادی که کف پای نرمال داشتند وارد مطالعه شدند، در حالی که در مطالعات گذشته اهمیت اثرگذاری نوع کف پا در نتایج در نظر گرفته نشده بود. از محدودیت‌های این مطالعه می‌توان به جنسیت و سن افراد اشاره کرد که همه آن‌ها مرد جوان بودند، در حالی که زنان یا کودکان مبتلا به زانوی پرانتری ممکن است واکنشی متفاوت به مداخله کفی کفش نشان دهند. همچنین، این مطالعه فقط روی مهارت دویدن انجام شده است و در مورد حرکاتی مانند راه رفتن یا پریدن به پژوهش‌های بیشتری نیاز است. علاوه بر این، شرکت‌کنندگان در مطالعه زانوی پرانتری با درجه متوسط داشتند و هنوز مشخص نیست که آیا کفی‌هایی با شیب خارجی برای افراد زانوی پرانتری با درجه شدید نیز مؤثر است یا خیر. همچنین توصیه می‌شود اثر طولانی‌مدت و میزان راحتی استفاده از هر یک از این دو شیب کفی نیز برای دستیابی به اثر سازگاری در نوع‌های متفاوت کف پا (نرمال، صاف و طاق‌دیسی) بررسی شود.

نتیجه گیری

بر اساس نتایج پژوهش حاضر کفی با شیب خارجی پنج و ۱۰ درجه باعث کاهش معنادار میزان اوج و ضربه EKAM در افراد مبتلا به زانوی پرانتری طی فاز اتکای دویدن شدند به طوری که کفی با شیب خارجی ۱۰ درجه اثر بهتری در کاهش این متغیرها نشان داد. با توجه به اینکه مهم ترین هدف استفاده از کفی ها، بازگرداندن وضعیت نرمال و به عبارت دیگر درمان یا پیشگیری از آسیب از طریق سازوکار بیومکانیکال است، طبق نتایج استفاده از کفی با شیب خارجی پنج و ۱۰ درجه ممکن است بتواند در پیشگیری از آسیب های حاصل از زانوی پرانتری طی دویدن مؤثر باشد، اگرچه برای اثبات بالینی به تحلیل های طولی^۱ بیشتری نیاز است.

تشکر و قدردانی

مؤلفان مقاله بر خود می دانند تا از کلیه آزمودنی هایی که به صورت داوطلبانه در پژوهش حاضر شرکت کردند و همچنین از مرکز تحقیقات بیماری های عصبی، عضلانی، اسکلتی دانشگاه علوم پزشکی ایران و حمایت مالی این پژوهش تشکر و قدردانی کنند.

منابع

1. Brouwer GM, van Tol AW, Bergink AP, Belo JN, Bernsen RM, Reijman M, et al. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum.* 2007; 56(4): 1204-11.
2. Lun V, Meeuwisse WH, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *Br J Sports Med.* 2004; 38:576-80.
3. Ramsey DK, Synder-Mackler L, Lewek M, Newcomb W, Rudolph KS. Effect of anatomic realignment on muscle function during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism.* 2007; 57(3): 389-397.
4. Stief F, Bo`hm H, Dussa CU, Multerer C, Schwirtz A, Imhoff AB, et al. Effect of lower limb malalignment in the frontal plane on transverse plane mechanics during gait in young individuals with varus knee alignment. *Knee.* 2014; 21(3): 688-93.
5. Andriacchi, T.P. Dynamics of knee malalignment. *Orthopedic Clinics of North America.* 1994; 25(3): 395-403.
6. Barrios, J.A., Higginson, J.S., Royer, T.D., Davis, I.S. Static and dynamic correlates of the knee adduction moment in healthy knees ranging from normal to varus-aligned. *Clinical Biomechanics.* 2009; 24(10): 850-4.
7. Miller RH, Edwards WB, Deluzio KJ. Energy expended and knee joint load accumulated when walking, running, or standing for the same amount of time. *Gait Posture.* 2015; 41(1): 326-8.

8. Radzimski AO, Mündermann A, Sole G. Effect of footwear on the external knee adduction moment — A systematic review. *The Knee*. 2012; 19 (3): 163–175.
9. Crenshaw, S.J., Pollo, F.E., Calton, E.F. Effects of lateral-wedged insoles on kinetics at the knee. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2000; 375: 185–192.
10. Andriacchi, T.P., Mündermann, A., Smith, R.L., Alexander, E.J., Dyrby, C.O., Koo, S. A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Ann. Biomed. Eng.* 2004; 32 (3): 447–457.
11. Nuki, G., Salter, D. The impact of mechanical stress on the pathophysiology of osteoarthritis. In: Sharma, L., Berenbaum, F. (Eds.), *Osteoarthritis*, Mosby, Philadelphia. 2007; pp. 33–52.
12. Thorp, L.E., Sumner, D.R., Block, J.A., Moisio, K.C., Shott, S., Wimmer, M.A. Knee joint loading differs in individuals with mild compared with moderate medial knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2006; 54: 3842–3849.
13. Mündermann, A., Dyrby, C.O., Hurwitz, D.E., Sharma, L., Andriacchi, T.P., 2004. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. *Arthritis Rheum.* 2004; 50: 1172–1178.
14. Miyazaki, T., Wada, M., Kawahara, H., Sato, M., Baba, H., Shimada, S. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann. Rheum. Dis.* 2002; 61: 617–622.
15. Krohn K. Footwear alterations and bracing as treatments for knee osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol.* 2005; 17(5):653–656.
16. Hinman RS, Bowles KA, Metcalf BB, Wrigley TV, Bennell KL. Lateral wedge insoles for medial knee osteoarthritis: effects on lower limb frontal plane biomechanics. *Clin Biomech* 2012; 27(1): 27-33.
17. Kakahana W, Akai M, Nakazawa K, Takashima T, Naito K, Torii S: Effects of laterally wedged insoles on knee and subtalar joint moments. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005; 86:1465-71.
18. Butler RJ, Marchesi S, Royer T, Davis IS: The effect of a subject specific amount of lateral wedge on knee mechanics in patients with medial knee osteoarthritis. *J Orthop Res.* 2007; 25:1121-7.
19. Hinman RS, Payne C, Metcalf BR, Wrigley TV, Bennell KL. Lateral wedges in knee osteoarthritis: what are their immediate clinical and biomechanical effects and can these predict a three-month clinical outcome? *Arthritis Rheum (Arthritis Care Res)*. 2008; 59:408-15.
20. Chapman G.J., Parkes M.J., Forsythe L., Felson D.T., Jones R.K. Ankle motion influences the external knee adduction moment and may predict who will respond to lateral wedge insoles? An ancillary analysis from the SILK trial. *Osteoarthritis and Cartilage.* 2015; 23(8):1316-22.
21. Butler RJ, Barrios JA, Royer T, et al. Effect of laterally wedged foot orthoses on rearfoot and hip mechanics in patients with medial knee osteoarthritis. *Prosthetics and Orthotics International.* 2009; 33(2): 107-116.
22. Dorsey S, Williams III, Irene McClay Davis, John P. Scholz, Joseph Hamill, Arch structure and injures pattern in runners. *Clinical Biomechanics.* 2001; 16: 341-347.

23. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *Journal of biomechanics*. 2016; 49(9):1705-10.
24. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Journal of foot and ankle research*. 2009; 2(1):35.
25. Buldt AK, Murley GS, Butterworth P, Levinger P, Menz HB, Landorf KB. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait & posture*. 2013; 38(3):363-72.
26. Tweed JL, Campbell JA, Avil SJ. Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2008; 98(6):436-44.
27. Andrew K. Buldt, Pazit Levinger, George S. Murley, Hylton B. Menz, Christopher J. Nester, Karl. Landorf Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait & Posture*. 2015; 42(1):42-8.
28. Levinger, P., Menz, H.B., Fotoohabadi, M.R., Feller, J.A., Bartlett, J.R., Bergman, N.R. Foot posture in people with medial compartment knee osteoarthritis. *J Foot Ankle Res*. 2019; 3: 29.
29. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3. A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior research methods*. 2007; 39(2):175-91.
30. Brody, D. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *The Orthopedic Clinics of North America*. 1982; 13(3): 541-58.
31. Menz HB, Dufour AB, Riskowski JL, Hillstrom HJ, Hannan MT. Association of Planus Foot Posture and Pronated Foot Function with Foot Pain: The Framingham Foot Study. *Arthritis Care & Research*. 2013; 65(12): 1991–1999.
32. Ferreira V, Simões R, Gonçalves RS, Machado L & Roriz P. The optimal degree of lateral wedge insoles for reducing knee joint load: a systematic review and meta-analysis. *Archives of Physiotherapy*. 2019; 18(9).
33. Douglas Gordon Robertson DG, Caldwell GE, Hamil J, Kamen J, Whittlesey SN. *Research Methods in Biomechanics: Second edition*. Human Kinetics. 2013.
34. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons. 2009.
35. De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*. 1996; 29(9):1223-30.
36. Sawada T, Tokuda K, Tanimoto K, Iwamoto Y, Ogata Y, Anan M, Takahashi M, Kito N, Shinkoda K. Foot Alignments Influence the Effect of Knee Adduction Moment with Lateral Wedge Insoles During Gait. *Gait & Posture*. 2016; 49:451-56.
37. Lewinson, R.T., Fukuchi, C.A., Worobets, J.T., & Stefanyshyn, D.J. The effects of wedged footwear on lower limb frontal plane biomechanics during running. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2013; 23(3): 208-215.
38. Sinclair, J & Stainton, P. Effects of medial and lateral wedged orthoses on knee and ankle joint loading in female runners. *Kinesiology*. 2019; 51(2):189-197.

39. Nigg, B.M., Stergiou, P., Cole, G., Stefanyshyn, D., Munderman, A., & Humble, N. Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. *Med.Sci.Sports Exerc.* 2003; 35(2), 314–319.
40. Hume, P., Hopkins, W., Rome, K., Maulder, P., Coyle, G., & Nigg, B. Effectiveness of foot orthoses for treatment and prevention of lower limb injuries: a review. *Sports Med.* 2008; 38(9): 759-779.
41. Hanington IJ. Static and dynamic loading patterns in knee jointa with deformities. *J Bone Joint Surg.* 1983; 65(2): 247-59.
42. Maly MR, Culham EG, Costigan PA. Static and dynamic biomechanics of foot orthoses in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics.* 2002; 17(8): 603-10.
43. Richards J. *Biomechanics in Clinic and Research.* Edition: 1. Publisher: Churchill Livingstone, London. 2008.
44. Schmalz T, Blumentritt S, Drewitz H, Freslier M. The influence of sole wedges on frontal plane knee kinetics in isolation and in combination with representative rigid and semi-rigid ankle-footorthoses. *Clin Biomech.* 2006; 21(6): 631-9.
45. Kakihana W, Akai M, Yamasaki N, et al. Changes of joint moments in the gait of normal subjects wearing laterally wedged insoles. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 2004; 83(4): 273-278, 2004.
46. Levangie PK, Norkin CC. *Joint structure and function: A comprehensive analysis.* 4th edition. Philadelphia: F.A. Davis Company; 2005.
47. Li B, Xiang O & Zhang X. The center of pressure progression characterizes the dynamic function of high-arched feet during walking. *Journal of Leather Science and Engineering.* 2020; 2(1).

ارجاع دهی

قیطاسی مهدی، ایمری بهروز، حبیبی فرشته، رئیسی غلامرضا، فروغ بیژن. مقایسه اثر کفی کفش با شیب خارجی بر گشتاور اداکشن خارجی زانو در افراد مبتلا به زانوی پرانتری با ساختار پای مشابه طی فاز استقرار دویدن. *مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۷)، ۷۰-۱۵۳.*

شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.9946.1462

Gheitasi M, Imeri B, Habibi F, Raissi Gh, Forough B. Comparing the Effect of Shoes Insole with External Inclination on External Knee Adduction Moment in Individuals Suffering Genu Varum with Similar Foot Structure during Phase of Running. *Sport Medicine Studies.* Spring & Summer 2020; 12 (27): 153-70. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.9946.1462

Comparing the Effect of Shoes Insole with External Inclination on External Knee Adduction Moment in Individuals Suffering Genu Varum with Similar Foot Structure during Phase of Running

M. Gheitasi¹, B. Imeri², F. Habibi³, Gh. R. Raissi⁴,
B. Forough⁵

1. Assistant Professor, Sports Pathology and Corrective Movements, Department of Health and Rehabilitation in Sports, Faculty of Sports and Health Sciences, Shahid Beheshti University

2. Assistant Professor, Sports Pathology and Corrective Movements, Department of Sports Science, Faculty of Humanities and Sports, Gonbadekavus University (Corresponding author).

3. Ph.D. Student, Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sports Sciences, Mazandaran University

4. Professor, Physical Medicine and Rehabilitation, Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Faculty of Physical Medicine and Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences

5. Professor, Physical Medicine and Rehabilitation, Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Faculty of Physical Medicine and Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences

Received Date: 2021/01/07

Accepted Date: 2021/04/10

Abstract

The present study aimed to investigate the effect of the shoe's external insole with different inclination percentages on the knee's external adduction torque and its impulse in individuals with genu varum. Kinetic and kinematic indices of the knee joint during running calculated by inverse dynamic method with barefoot, no insoles shoes, and shoes having 0, 5, and 10 degrees of external slopes insoles. The results showed a significant difference in the amount of torque peak and adduction torque impulse of the knee, between insoles; as the insoles of 5- and 10-degrees external slopes, caused a significant decrease of variables compared to bare foot, no insoles shoes, and zero-degree slope insoles shoes. Thus, external slope insoles are suggested as an effective and non-invasive approach for preventing musculoskeletal disorders such as osteoarthritis related to inconsistency of genu varum in affected people.

Keywords: Knee Adduction Torque, Adduction Torque Impulse, External Insole, Genu Varum

1. Email: m_gheitasi@sbu.ac.ir

2. Email: behrooz.imeri@gmail.com

3. Email: fr.habibi@yahoo.com

4. Email: raissi.gh@iums.ac.ir

5. Email: bijanfr@gmail.com