

اثر شیب تردمیل بر میانگین زاویه و دامنه حرکتی زانو در صفحه فرونتال طی راه رفتن و دویدن در افراد دارای ژنووآروم و سالم

ساسان نادری^۱، امیررضا داودپوردهکردی^۲، فریبرز محمدی پور^۳

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: ژنووآروم با تغییر راستای اندام تحتانی می‌تواند کینماتیک زانو در صفحه فرونتال را تغییر دهد؛ با این حال، پاسخ زانو به شیب تردمیل در این افراد مشخص نیست. از این‌رو هدف پژوهش، بررسی اثر شیب بر میانگین زاویه و دامنه حرکتی زانو طی راه رفتن و دویدن در افراد دارای ژنووآروم و سالم بود.

روش‌ها: در این مطالعه نیمه‌تجربی با اندازه‌گیری‌های تکراری، ۳۶ مرد جوان (۱۸ فرد دارای ژنووآروم و ۱۸ فرد سالم) راه رفتن با سرعت ۱/۳ و دویدن با سرعت ۳ متر بر ثانیه را در شیب‌های صفر، ۵ و ۱۰ درصد انجام دادند. کینماتیک زانو با دوربین آنالیز حرکت سه‌بعدی ثبت و میانگین زاویه و دامنه حرکتی در صفحه فرونتال استخراج شد. داده‌ها با تحلیل واریانس آمیخته بررسی شدند.

یافته‌ها: افراد دارای ژنووآروم نسبت به افراد سالم، میانگین زاویه زانو در جهت واروس ($P = ۰/۰۰۵$) و دامنه حرکتی بیشتری داشتند ($P < ۰/۰۰۱$). دامنه حرکتی در دویدن بیشتر از راه رفتن بود ($P = ۰/۰۰۲$) و با افزایش شیب کاهش یافت ($P < ۰/۰۰۱$). در گروه ژنووآروم، کاهش دامنه حرکتی با افزایش شیب روند خطی معنی‌داری داشت ($P = ۰/۰۰۳$). اثر شیب بر میانگین زاویه زانو و تعامل‌های گروه، فعالیت و شیب معنی‌دار نبود ($P > ۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: افزایش شیب تردمیل تا ۱۰ درصد با کاهش دامنه حرکتی زانو در صفحه فرونتال همراه بود، بدون آنکه میانگین انحراف زاویه‌ای زانو در جهت واروس افزایش یابد. الگوی پاسخ کینماتیکی به شیب نیز بین دو گروه تفاوت معنی‌داری نداشت. با توجه به بررسی‌نشدن متغیرهای کینتیکی و بارگذاری مفصل، نمی‌توان درباره ایمنی مکانیکی یا مناسب‌بودن شیب تردمیل برای تمرین نتیجه‌گیری کرد.

واژگان کلیدی: ژنووآروم؛ مفصل زانو؛ کینماتیک؛ تحلیل راه رفتن؛ دویدن

ارجاع: نادری ساسان، داودپوردهکردی امیررضا، محمدی پور فریبرز. اثر شیب تردمیل بر میانگین زاویه و دامنه حرکتی زانو در صفحه فرونتال طی راه رفتن و دویدن در افراد دارای ژنووآروم و سالم. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۴۰۵؛ ۴۴ (۸۷۳): ۱۳۸۳-۱۳۹۳.

مقدمه

ژنووآروم به راستای واروس اندام تحتانی اشاره دارد که در آن محور مکانیکی اندام نسبت به وضعیت خنثی به سمت داخل جابه‌جا می‌شود و می‌تواند توزیع بار و انتقال نیرو در مفصل زانو را تغییر دهد (۱، ۲). اهمیت بیومکانیکی این راستا تنها به شکل ظاهری لندام محدود نیست، زیرا تغییر راستای لندام می‌تواند بازوی گشتاور نیروی عکس‌العمل زمین و الگوی بارگذاری پویای زانو را دگرگون کند (۲، ۳). هرچند راستای واروس با پیشرفت ساختاری و افت عملکرد در استئوآرتریت کمپارتمان داخلی زانو ارتباط دارد، وجود واروس

به‌تنهایی معادل بیماری یا اختلال عملکرد بالینی نیست (۱). شواهد جدیدتر نیز نشان می‌دهند که راستای اندام تحتانی یکی از عوامل مؤثر بر مکانیک زانو در صفحه فرونتال است؛ به‌طوری‌که مرور نظام‌مند Byrnes و همکاران، ژنووآروم و ژنووآلگوم را در کنار عوامل فردی و اصلاحات الگوی گیت، از عوامل مؤثر بر ممان اداکشن زانو طی راه رفتن معرفی کرده است (۴).

فعالیت بدنی و تمرین بخش مهمی از حفظ ظرفیت عملکردی اندام تحتانی هستند؛ با این حال، انتخاب شرایط تمرینی در افراد دارای ژنووآروم باید با توجه به پاسخ مکانیکی زانو انجام شود. استفاده از

۱- استادیار، گروه بیومکانیک، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران

۲- کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران

۳- دانشیار، گروه بیومکانیک، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران

نویسنده مسئول: ساسان نادری؛ استادیار، گروه بیومکانیک، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران

Email: sasan.naderi@uk.ac.ir

دو شاخص جنبه‌های متفاوتی از رفتار کینماتیکی زانو را منعکس می‌کنند و ممکن است در پاسخ به تغییر شرایط حرکتی الگوی یکسانی نداشته باشند؛ زیرا تغییرات موضعی یا وابسته به فاز می‌توانند در میانگین کل چرخه پنهان بمانند (۱۲، ۱۳). از این رو، بررسی هم‌زمان این دو شاخص می‌تواند تصویر کامل‌تری از پاسخ کینماتیکی زانو به تغییر شیب فراهم کند.

با وجود کاربرد گسترده راه‌رفتن و دویدن روی تردمیل در تمرین و توان‌بخشی، هنوز مشخص نیست افزایش شیب مثبت در افراد دارای ژنووآروم، در مقایسه با افراد سالم، با تغییر پاسخ کینماتیکی زانو در صفحه فرونتال همراه است یا خیر. روشن شدن این موضوع می‌تواند در انتخاب شرایط تمرینی مناسب‌تر برای این افراد اهمیت داشته باشد. بنابراین، هدف پژوهش حاضر بررسی اثر شیب مثبت تردمیل بر میانگین زاویه و دامنه‌ی حرکتی زانو در صفحه فرونتال طی راه‌رفتن و دویدن در مردان جوان دارای ژنووآروم و سالم بود. فرض بر این بود که میانگین زاویه و دامنه حرکتی زانو تحت تأثیر شیب و نوع فعالیت قرار گیرند و الگوی این تغییرات بین افراد دارای ژنووآروم و سالم متفاوت باشد.

روش‌ها

پژوهش حاضر با طرح آمیخته و اندازه‌گیری‌های مکرر در آزمایشگاه دانشکده علوم ورزشی دانشگاه شهید باهنر کرمان انجام شد. جامعه پژوهش را مردان جوان ۱۸ تا ۳۰ سال تشکیل دادند. در مجموع، ۳۶ نفر شامل ۱۸ فرد دارای ژنووآروم و ۱۸ فرد سالم در مطالعه شرکت کردند. شرکت‌کنندگان به روش نمونه‌گیری در دسترس و از طریق فراخوان در مراکز مرتبط با فیزیوتراپی و حرکات اصلاحی انتخاب شدند. حجم نمونه پیش از اجرای پژوهش با نرم‌افزار G^*Power نسخه ۳.۱ و بر اساس آزمون F برای ANOVA با اندازه‌گیری‌های مکرر و تعامل درون-بین آزمودنی محاسبه شد. در این محاسبه، اندازه اثر کوچک تا متوسط ($f = 0.20$)، سطح معناداری ۰/۰۵، توان آماری ۰/۸۰، دو گروه، شش اندازه‌گیری تکراری، همبستگی ۰/۵۰ بین اندازه‌گیری‌های تکراری و ضریب اصلاح عدم کرویت ۰/۷۵ در نظر گرفته شد. حداقل حجم نمونه مورد نیاز ۳۴ نفر برآورد شد و در نهایت داده‌های ۳۶ شرکت‌کننده وارد تحلیل شدند.

معیارهای ورود مشترک برای تمامی شرکت‌کنندگان شامل مرد بودن، سن ۱۸ تا ۳۰ سال، برخورداری از فعالیت بدنی منظم و نداشتن درد، آسیب فعال یا اختلال اسکلتی-عضلانی مؤثر بر عملکرد اندام تحتانی بود (۱۲). فعالیت بدنی منظم بر اساس توصیه‌های سازمان جهانی بهداشت، به‌صورت انجام حداقل ۱۵۰ دقیقه فعالیت بدنی با شدت متوسط یا ۷۵ دقیقه فعالیت بدنی با شدت بالا در هفته تعریف شد (۱۳). همچنین، شرکت‌کنندگان باید توانایی انجام ایمن راه‌رفتن و

شیب مثبت تردمیل، روشی قابل کنترل برای افزایش شدت تمرینی است، زیرا می‌توان با تغییر شیب، شدت فعالیت و نیاز عضلانی اندام تحتانی را افزایش داد، بدون آنکه افزایش سرعت تنها ابزار افزایش شدت باشد. در راه‌رفتن روی تردمیل، افزایش شیب نسبت به سطح صاف، علاوه بر افزایش هزینه متابولیک، با افزایش فعالیت برخی عضلات اندام تحتانی، از جمله راست‌رانی، پهن داخلی، دوسررانی، دوقلو و نعلی همراه است (۵). همچنین، مقایسه‌ی راه رفتن آهسته در سربالایی با راه‌رفتن سریع در سطح صاف نشان داده است که راه‌رفتن سربالایی می‌تواند با سرعت کمتر، تقاضای مکانیکی متفاوتی ایجاد کند و در برخی شرایط با کاهش بار فشاری اولیه مفصل تیبیوفمورال همراه باشد (۶). با وجود این مزیت بالقوه، هنوز روشن نیست که افزایش شیب در افراد دارای ژنووآروم موجب تشدید حرکات زانو در صفحه فرونتال می‌شود یا خیر.

Franz و همکاران نشان دادند که تغییر شیب و سرعت راه‌رفتن، الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی را تغییر می‌دهد (۷)؛ همچنین، Haggerty و همکاران گزارش کردند که راه‌رفتن در شیب‌های مختلف با تغییر در مکانیک مفاصل اندام تحتانی در صفحات ساجیتال و فرونتال همراه است (۸).

Zeng و همکاران با بررسی شش درجه آزادی حرکت زانو در جوانان سالم نشان دادند که راه‌رفتن در شیب، علاوه بر افزایش فلکشن زانو و جابه‌جایی قدامی تیبیا، با تغییرات معنی‌دار در مؤلفه‌های حرکتی زانو در صفحات فرونتال و عرضی همراه است. این یافته‌ها نشان می‌دهند که سازگاری زانو با شیب به صفحه ساجیتال محدود نمی‌شود و بررسی پاسخ‌های فرونتال نیز می‌تواند اطلاعات مکملی درباره رهاورد حرکتی زانو فراهم کند (۹).

با این حال، این مطالعات عمدتاً در افراد سالم انجام شده‌اند و خروجی‌های اصلی آن‌ها فعالیت عضلانی، متغیرهای مکانیکی مفصل یا گشتاورهای زانو بوده‌اند، نه میانگین زاویه و دامنه حرکتی زانو در صفحه فرونتال در افراد دارای ژنووآروم. مطالعه‌ی Naderi و همکاران اثر شیب‌های مختلف راه‌رفتن را بر زاویه زانو در صفحه فرونتال در افراد دارای راستای و آروس بررسی کرد، اما مقایسه هم‌زمان افراد دارای ژنووآروم با افراد سالم، بررسی دویدن و سنجش شاخص‌های چرخه‌ای مانند میانگین زاویه و دامنه حرکتی را ارائه نکرد (۱۰). بنابراین، هنوز شواهد کافی درباره پاسخ کینماتیکی زانو در صفحه فرونتال به افزایش شیب مثبت، در افراد جوان دارای ژنووآروم و در مقایسه با افراد سالم، وجود ندارد.

میانگین زاویه زانو در کل چرخه، موقعیت کلی سیگنال زاویه‌ای را توصیف می‌کند؛ درحالی‌که دامنه حرکتی بیانگر میزان تغییر زاویه زانو بین بیشترین و کمترین مقدار در هر چرخه است (۱۱، ۱۲). این

درشت‌نی، استخوان پاشنه پای راست و چپ و انگشت شست پای راست و چپ بود. مارکرها با استفاده از چسب دوطرفه و نوارهای لاستیکی روی بدن آزمودنی تثبیت شدند.

پیش از شروع ثبت داده‌های هر آزمودنی، سامانه تحلیل حرکت کالیبره شد و وضعیت دیدپذیری مارکرها بررسی گردید. داده‌های حرکتی با استفاده از سامانه تحلیل حرکت سه‌بعدی Motion Analysis Raptor-H Digital RealTime System، مجهز به شش دوربین اپتوالکترونیک و با فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۰ هرتز ثبت شدند. پیش از اجرای آزمون اصلی، برای کاهش اثر عدم آشنایی با محیط آزمایش و راه رفتن روی تردمیل، ابتدا آزمودنی‌ها با نحوه حرکت روی تردمیل آشنا شدند. برای هر یک از شرایط آزمایشی، یک دوره دو دقیقه‌ای آشنایی با همان سرعت و شیب در نظر گرفته شد تا آزمودنی با شرایط موردنظر سازگار شود.

آزمون‌های اصلی با استفاده از تردمیل برند TUNTURI مدل J880 در سه شیب صفر، ۵ و ۱۰ درصد انجام شد (۸). هر آزمودنی دو فعالیت راه رفتن و دویدن را در هر سه شیب اجرا کرد؛ به‌طوری‌که سرعت راه رفتن ۱/۳ متر بر ثانیه و سرعت دویدن ۳ متر بر ثانیه برای تمامی آزمودنی‌ها ثابت نگه داشته شد (۱۴، ۱۵). ثابت نگه داشتن سرعت در تمام شرایط آزمایشی با هدف یکسان‌سازی شرایط اجرای فعالیت و کاهش اثر تغییر سرعت بر متغیرهای کینماتیکی انجام گرفت. بنابراین، هر آزمودنی در مجموع شش وضعیت آزمایشی را اجرا کرد. ترتیب اجرای این وضعیت‌ها برای هر آزمودنی به‌صورت تصادفی تعیین شد تا اثر احتمالی ترتیب اجرا، یادگیری و سازگاری با شرایط آزمایش کاهش یابد. پس از پایان دوره آشنایی مربوط به هر وضعیت و اطمینان از اجرای پایدار حرکت، ثبت اصلی داده‌ها آغاز شد و ۳۰ چرخه کامل و معتبر راه رفتن یا دویدن از هر وضعیت برای پردازش و تحلیل انتخاب شد (۱۶). بین شرایط آزمایشی، پنج دقیقه استراحت در نظر گرفته شد و اجرای وضعیت بعدی پس از پایان دوره استراحت و اعلام آمادگی آزمودنی انجام گرفت تا اثر احتمالی خستگی و انتقال اثر شرایط قبلی کاهش یابد (۱۷). تمام آزمودنی‌ها تحت نظارت پژوهشگر انجام شدند و شرکت‌کنندگان پیش از شروع هر وضعیت از امکان توقف آزمون در هر زمان مطلع شدند. بروز درد یا ناراحتی قابل توجه، خستگی شدید، احساس سرگیجه یا عدم توانایی در حفظ ایمن سرعت تعیین‌شده به‌عنوان معیار توقف آزمون در نظر گرفته شد.

داده‌های کینماتیکی پس از ثبت در نرم‌افزار MATLAB پردازش شدند. به‌منظور کاهش نویز و مؤلفه‌های فرکانس بالا، داده‌ها با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باتروورث مرتبه چهارم با فرکانس قطع ۶ هرتز فیلتر شدند. پیش از ثبت آزمون‌های پویا، یک ثبت استاتیکی در وضعیت

دویدن روی تردمیل در سرعت‌ها و شیب‌های تعیین‌شده در پروتکل پژوهش را دارا می‌بودند. طبقه‌بندی شرکت‌کنندگان در گروه‌های ژنواروم و سالم بر اساس فاصله بین اپی‌کندیل‌های داخلی زانو در وضعیت ایستاده انجام شد. افراد دارای ژنواروم درجه ۳، با فاصله بین اپی‌کندیل‌های داخلی زانو در محدوده ۵ تا ۷/۵ سانتی‌متر، در گروه ژنواروم قرار گرفتند (۸). برای تشکیل گروه سالم، فاصله کمتر از ۲/۵ سانتی‌متر به‌عنوان معیار ورود در نظر گرفته شد. به‌منظور ایجاد تفکیک مشخص بین دو گروه و کاهش احتمال هم‌پوشانی افراد با درجات خفیف‌تر ژنواروم، افراد دارای فاصله بین ۲/۵ تا کمتر از ۵ سانتی‌متر وارد هیچ‌یک از دو گروه نشدند. معیارهای خروج شامل سابقه‌ی جراحی اندام تحتانی، وجود بیماری‌های عصبی یا اسکلتی-عضلانی مؤثر بر الگوی راه رفتن یا دویدن، درد یا آسیب فعال اندام تحتانی، اختلال تعادل، بروز درد یا ناراحتی طی اجرای آزمون، ناتوانی در حفظ سرعت یا تکمیل ایمن هر یک از شرایط آزمایشی و انصراف داوطلبانه از ادامه مشارکت بود (۱۴، ۱۵). همچنین، در صورت ناقص‌بودن داده‌های کینماتیکی یا وجود خطاهای ثبت که امکان استخراج تعداد موردنیاز چرخه‌های گام معتبر را فراهم نمی‌کرد، داده‌های آزمودنی از تحلیل مربوطه کنار گذاشته می‌شد.

تمامی شرکت‌کنندگان پیش از شروع آزمون، رضایت‌نامه‌ی آگاهانه کتبی ارائه کردند. پروتکل پژوهش مطابق با اصول اعلامیه هلسینکی، نسخه بازنگری‌شده سال ۲۰۲۴، انجام شد و به تأیید کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی کرمان با کد 1405.144.IR.KMU.REC رسید. در ادامه، قد و وزن آزمودنی‌ها اندازه‌گیری و ثبت شد. برای تعیین وضعیت راستای زانو، آزمودنی در وضعیت ایستاده قرار گرفت و درحالی‌که قوزک‌های داخلی بدون اعمال فشار در تماس با یکدیگر قرار داشتند، فاصله بین اپی‌کندیل‌های داخلی زانو با استفاده از کولیس Mitutoyo مدل Vernier و Long Jaw با دقت یک میلی‌متر اندازه‌گیری شد. اندازه‌گیری‌ها توسط یک آزمونگر انجام گرفت و شرکت‌کنندگان بر اساس معیارهای از پیش تعیین‌شده در گروه ژنواروم یا سالم طبقه‌بندی شدند.

پس از انجام اندازه‌گیری‌های اولیه، آزمودنی برای ثبت داده‌های حرکتی آماده شد. به‌منظور دسترسی مناسب به لندهارک‌های آناتومیک، آزمودنی با حداقل پوشش لازم و با رعایت حریم خصوصی آماده‌سازی شد. سپس، بر اساس مدل Plug-in-Gait اصلاح شده، ۱۱ مارکر بازتابنده غیرفعال روی لندهارک‌های آناتومیک اندام تحتانی قرار گرفتند (۸). محل قرارگیری مارکرها شامل تروکانتر بزرگ، اپی‌کندیل خارجی فمور، قوزک خارجی، سر استخوان متاتارس اول، نقطه میانی خط اتصال خار خارصه‌ای قدامی فوقانی به کشکک، برجستگی درشت‌نی، بخش قدامی و میانی ساق در ناحیه دیستال

مقایسه‌های زوجی سطوح شیب از تصحیح Bonferroni استفاده شد. به‌منظور بررسی دقیق‌تر الگوی پاسخ به شیب در هر گروه، اثر شیب بر دامنه حرکتی زانو به‌صورت جداگانه در گروه‌های ژنووآروم و سالم بررسی شد و روندهای خطی و درجه دوم نیز مورد آزمون قرار گرفتند. اندازه اثر به‌صورت مجذور اتای جزئی (η^2) گزارش شد و سطح معناداری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

گروه ژنووآروم و گروه سالم از نظر سن، قد، وزن و شاخص توده‌ی بدنی تفاوت آماری معناداری نداشتند. مشخصات پایه آزمودنی‌ها در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱. مشخصات پایه آزمودنی‌ها و مقایسه‌ی دو گروه

متغیر	سالم (n = ۱۸)	ژنووآروم (n = ۱۸)	P
سن (سال)	۶۴/۲ ± ۱۷/۲۲	۳۸/۱ ± ۸۳/۲۱	۶۳۸/۰
قد (سانتی‌متر)	۹۱/۵ ± ۸۳/۱۷۵	۱۵/۶ ± ۱۷/۱۷۵	۷۴۲/۰
جرم بدن (کیلوگرم)	۷۷/۴ ± ۷۸/۶۵	۵۲/۶ ± ۰۶/۶۵	۷۰۷/۰
شاخص توده‌ی بدنی (kg/m ²)	۲۵/۱ ± ۲۸/۲۱	۱۰/۱ ± ۱۵/۲۱	۷۴۷/۰

نتایج توصیفی میانگین زاویه و دامنه‌ی حرکتی مفصل زانو در صفحه فرونتال در دو گروه ژنووآروم و سالم، طی راه‌رفتن و دویدن در شیب‌های صفر، ۵ و ۱۰ درصد در جدول ۲ ارائه شده است. به‌طور کلی، مقادیر میانگین زاویه و دامنه‌ی حرکتی زانو در شرایط مختلف در گروه ژنووآروم بیشتر از گروه سالم بود.

نتایج تحلیل واریانس آمیخته با اندازه‌گیری‌های مکرر (جدول ۳) نشان داد که برای میانگین زاویه زانو در صفحه فرونتال، اثر اصلی گروه معنی‌دار بود ($F(1, 34) = 9/1340, P = 0/005, \eta^2 = 0/212$). به‌طوری‌که میانگین انحراف زاویه‌ای زانو در جهت واروس در گروه ژنووآروم به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه سالم بود. اثر اصلی فعالیت ($F(2, 68) = 0/499, P = 0/485$) و شیب ($F(1, 34) = 1/912, P = 0/156$) معنی‌دار نبود. همچنین، تعامل‌های گروه×فعالیت، گروه×شیب، فعالیت×شیب و گروه×فعالیت×شیب معنی‌دار نبودند (همه $P > 0/05$).

برای دامنه‌ی حرکتی زانو در صفحه فرونتال، اثر اصلی گروه معنی‌دار بود ($F(1, 34) = 25/850, P < 0/001, \eta^2 = 0/432$) و گروه ژنووآروم دامنه‌ی حرکتی بیشتری نسبت به گروه سالم نشان داد. اثر اصلی فعالیت نیز معنی‌دار بود، به‌طوری‌که دامنه حرکتی در دویدن به‌طور معنی‌داری بیشتر از راه‌رفتن بود ($F(1, 34) = 10/695, P = 0/002, \eta^2 = 0/239$).

ایستاده طبیعی انجام شد؛ به‌طوری‌که آزمودنی با زانو‌ها در وضعیت اکستنشن طبیعی و بدون اعمال فلکشن ارادی قرار داشت. وضعیت زانو در صفحه فرونتال در این ثبت به‌عنوان مرجع هر آزمودنی در نظر گرفته و صفر شد. بنابراین، مقادیر زاویه‌ای گزارش شده طی راه‌رفتن و دویدن بیانگر تغییر زاویه زانو نسبت به وضعیت استاتیک مرجع بودند؛ به‌طوری‌که مقادیر مثبت نشان‌دهنده‌ی انحراف بیشتر زانو در جهت واروس نسبت به وضعیت استاتیک بودند (۱۸). رخداد تماس پاشنه بر اساس تغییر علامت سرعت افقی مارکر پاشنه از مقادیر مثبت به صفر یا مقادیر منفی شناسایی شد و هر چرخه گام از یک تماس پاشنه تا تماس بعدی همان‌پا تعریف شد (۱۹).

برای هر چرخه گام، دو متغیر وابسته شامل میانگین زاویه زانو در صفحه فرونتال و دامنه حرکتی زانو در صفحه فرونتال محاسبه شدند. میانگین زاویه به‌صورت میانگین مقادیر زاویه‌ای در طول چرخه نرمال‌شده و دامنه حرکتی به‌صورت اختلاف بین بیشینه و کمینه زاویه در همان چرخه محاسبه شد. در هر وضعیت آزمایشی، ۳۰ چرخه کامل و معتبر برای تحلیل انتخاب شد. چرخه معتبر به چرخه‌ای اطلاق شد که از یک تماس پاشنه تا تماس بعدی همان‌پا به‌طور کامل ثبت شده، داده‌های مارکرهای موردنیاز برای محاسبه زاویه زانو در سراسر چرخه در دسترس بوده و فاقد گم‌شدن مارکر، وقفه در ثبت یا خطای آشکار در مسیر مارکرها باشد. چرخه‌های ناقص در ابتدا یا انتهای دوره ثبت و چرخه‌هایی که به دلیل خطای ثبت امکان شناسایی قابل‌اعتماد رخدادهای گیت یا محاسبه پیوسته زاویه زانو را فراهم نمی‌کردند، از تحلیل کنار گذاشته شدند. پس از اعمال این معیارها، ۳۰ چرخه معتبر برای هر آزمودنی در هر وضعیت مورد پردازش قرار گرفت (۱۶). سپس، مقادیر هر یک از متغیرها در ۳۰ چرخه میانگین‌گیری شد و یک مقدار نماینده برای هر آزمودنی در هر یک از شش وضعیت آزمایشی به‌دست آمد که در تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت.

جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۲۷ (version 27, IBM Corporation, Armonk, NY) استفاده شد. نرمال بودن توزیع داده‌ها با آزمون Shapiro-Wilk و همگنی واریانس‌ها بین دو گروه با آزمون Leven بررسی شد. برای مقایسه‌ی ویژگی‌های دموگرافیک و آنروپومتریک بین دو گروه از آزمون Independent sample T-test استفاده شد. اثر گروه (ژنووآروم و سالم)، نوع فعالیت (راه‌رفتن و دویدن) و شیب تردمیل (صفر، ۵ و ۱۰ درصد) بر میانگین زاویه و دامنه حرکتی زانو در صفحه فرونتال با استفاده از تحلیل واریانس آمیخته سه‌عاملی با اندازه‌گیری‌های مکرر ($3 \times 2 \times 3$) بررسی شد؛ به‌طوری‌که گروه به‌عنوان عامل بین‌آزمودنی و نوع فعالیت و شیب به‌عنوان عوامل درون‌آزمودنی در نظر گرفته شدند. فرض کرویت با آزمون ماچلی بررسی شد و در صورت نقض این فرض، تصحیح Greenhouse-Geisser اعمال شد. برای

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار میانگین زاویه و دامنه‌ی حرکتی زانو در صفحه فرونتال برحسب گروه، فعالیت و شیب

متغیر	فعالیت	گروه	شیب ۰ درصد	شیب ۵ درصد	شیب ۱۰ درصد
میانگین زاویه‌ی مفصل زانو در صفحه فرونتال (درجه)	راه رفتن	ژنو واروم	۶/۰۷ ± ۳/۱۶	۵/۷۴ ± ۲/۸۵	۵/۵۱ ± ۳/۰۶
		سالم	۴/۱۸ ± ۱/۹۴	۳/۷۹ ± ۱/۷۶	۳/۴۰ ± ۱/۹۱
	دویدن	ژنو واروم	۶/۴۲ ± ۳/۱۲	۶/۰۸ ± ۳/۵۳	۵/۹۲ ± ۲/۴۱
		سالم	۴/۴۶ ± ۲/۰۷	۴/۲۴ ± ۱/۹۶	۴/۰۴ ± ۱/۷۳
دامنه‌ی حرکتی مفصل زانو در صفحه فرونتال (درجه)	راه رفتن	ژنو واروم	۱۱/۳۲ ± ۳/۶۰	۱۰/۱۰ ± ۳/۰۵	۹/۱۹ ± ۲/۸۲
		سالم	۸/۶۰ ± ۳/۲۷	۷/۵۶ ± ۲/۳۴	۶/۷۳ ± ۲/۷۹
	دویدن	ژنو واروم	۱۴/۲۲ ± ۳/۶۳	۱۳/۳۹ ± ۴/۴۹	۱۲/۵۸ ± ۴/۵۲
		سالم	۱۰/۰۹ ± ۴/۲۴	۹/۰۶ ± ۳/۵۲	۸/۷۶ ± ۳/۵۲

زاویه‌های مثبت، نشان‌دهنده‌ی انحراف زانو در جهت واروس نسبت به وضعیت استاتیک مرجع هستند.

جدول ۳. اثرهای اصلی و تعاملی گروه، فعالیت و شیب بر میانگین زاویه و دامنه‌ی حرکتی زانو در صفحه فرونتال

متغیر وابسته	اثر	F (df1, df2)	P	ηp^2
میانگین زاویه‌ی زانو	گروه	(۱/۳۴) ۹/۱۳۴	۰/۰۰۵*	۰/۲۱۲
	فعالیت	(۱/۳۴) ۰/۴۹۹	۰/۴۸۵	۰/۰۱۴
	شیب	(۲/۶۸) ۱/۹۱۲	۰/۱۵۶	۰/۰۵۳
	گروه × فعالیت	(۱/۳۴) ۰/۴۶۹	۰/۴۹۸	۰/۰۱۴
	گروه × شیب	(۲/۶۸) ۰/۵۶۰	۰/۵۷۴	۰/۰۱۶
	فعالیت × شیب**	(۱/۵۶-۶۷۵/۹۴۵) ۰/۲۲۱	۰/۷۶۳	۰/۰۰۶
	گروه × فعالیت × شیب**	(۱/۵۶-۶۷۵/۹۴۵) ۰/۵۳۰	۰/۵۶۰	۰/۰۱۵
دامنه‌ی حرکتی زانو	گروه	(۱/۳۴) ۲۵/۸۵۰	۰/۰۰۱*	۰/۴۳۲
	فعالیت	(۱/۳۴) ۱۰/۶۹۵	۰/۰۰۲*	۰/۲۳۹
	شیب**	۱/۶۴۰ (۱۰/۵۵۵, ۵۵/۷۷۳)	۰/۰۰۱*	۰/۲۳۷
	گروه × فعالیت	(۱/۳۴) ۱/۰۴۸	۰/۳۱۳	۰/۰۳۰
	گروه × شیب†	(۱/۶۴۰, ۵۵/۷۷۳) ۰/۰۹۷	۰/۸۷۱	۰/۰۰۳
	فعالیت × شیب	(۲/۶۸) ۰/۲۰۴	۰/۸۱۶	۰/۰۰۶
	گروه × فعالیت × شیب	(۲/۶۸) ۰/۰۴۱	۰/۹۵۹	۰/۰۰۱

یادداشت: آمارها به صورت F(df1, df2) گزارش شده‌اند.

*: نشان‌دهنده‌ی تفاوت معنی‌دار ($P < ۰/۰۵$).

**: در موارد نقض فرض کرویت، تصحیح Greenhouse-Geisser اعمال شد.

دامنه حرکتی با افزایش شیب نیز معنی‌دار بود ($P = ۰/۰۰۳$ ، $\eta p^2 = ۰/۴۱۹$). $\eta p^2 = ۱۲/۲۴۹$ ، $F(۱, ۱۷) = ۱۲/۲۴۹$ ، درحالی‌که روند درجه دوم معنی‌دار نبود ($P = ۰/۸۳۵$). مقایسه‌های زوجی با اصلاح Bonferoni نشان داد که دامنه‌ی حرکتی در شیب صفر به‌طور معنی‌داری بیشتر از شیب ۱۰ درصد بود ($MD = ۱/۸۸۲$ ، $P = ۰/۰۰۸$)، اما تفاوت بین شیب‌های صفر و ۵ درصد ($P = ۰/۰۹۴$) و بین شیب‌های ۵ و ۱۰ درصد ($P = ۰/۳۰۷$) معنی‌دار نبود. در گروه سالم نیز میانگین دامنه حرکتی با افزایش شیب از ۹/۳۵ درجه در شیب صفر به ۸/۳۲ و ۷/۷۵ درجه در شیب‌های ۵ و ۱۰ درصد کاهش یافت. با توجه به نقض فرض کرویت، اثر شیب با

اثر اصلی شیب نیز بر دامنه حرکتی معنی‌دار بود ($\eta p^2 = ۰/۲۳۷$). $P < ۰/۰۰۱$ ، $F(۱/۶۴۰, ۵۵/۷۷۳) = ۱۰/۵۵۵$. مقایسه‌های زوجی با تصحیح بونفرونی نشان داد دامنه حرکتی در شیب صفر به‌طور معنی‌داری بیشتر از شیب ۵ درصد ($P = ۰/۰۱۹$ ، $MD = ۱/۰۲۷$) و شیب ۱۰ درصد ($P = ۰/۰۰۲$ ، $MD = ۱/۷۳۹$) بود، درحالی‌که بین شیب‌های ۵ و ۱۰ درصد تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد ($P = ۰/۰۹۲$). بررسی‌های درون‌گروهی نشان داد که در گروه ژنواروم، شیب تردمیل اثر معنی‌داری بر دامنه حرکتی زانو در صفحه فرونتال داشت ($P = ۰/۰۰۲$ ، $\eta p^2 = ۰/۳۰۱$ ، $F(۲, ۳۴) = ۷/۳۲۶$). روند خطی کاهش

سازگار باشد، هرچند بررسی این احتمال به تعداد بیشتری از سطوح شیب نیاز دارد (۲۰).

نبود تعامل معنی‌دار گروه در شیب نشان می‌دهد که الگوی کلی این پاسخ به شیب بین افراد دارای ژنووآروم و افراد سالم تفاوت معنی‌داری نداشت. تحلیل‌های درون‌گروهی نشان داد که کاهش دامنه حرکتی با افزایش شیب صرفاً به افراد دارای ژنووآروم محدود نبود. در گروه ژنووآروم، روند خطی کاهش دامنه حرکتی معنی‌دار بود و دامنه حرکتی در شیب ۱۰ درصد به‌طور معنی‌داری کمتر از شیب صفر بود. در گروه سالم نیز با وجود معنی‌دار نبودن مقایسه‌های زوجی پس از اصلاح Bonferroni، روند خطی کاهش دامنه حرکتی با افزایش شیب معنی‌دار بود. بنابراین، هر دو گروه از نظر جهت تغییر، الگویی کاهش‌ی نشان دادند، اگرچه شواهد آماری این کاهش در گروه ژنووآروم واضح‌تر بود. این یافته در کنار عدم معنی‌داری تعامل گروه $\times$ شیب نشان می‌دهد که شواهدی برای اختصاصی بودن پاسخ به شیب در افراد دارای ژنووآروم یا متفاوت بودن الگوی پاسخ دو گروه وجود ندارد.

سازوکار دقیق کاهش دامنه حرکتی زانو در صفحه فرونتال با افزایش شیب را نمی‌توان بر اساس داده‌های پژوهش حاضر تعیین کرد؛ با این حال، شواهد موجود نشان می‌دهند که حرکت در شیب رو به بالا با سازمان‌دهی مجدد کینماتیک و کیتیک اندام تحتانی همراه است. Zeng و همکاران، با بررسی کینماتیک شش درجه آزادی زانو نشان دادند که راه رفتن در شیب، علاوه بر تغییرات صفحه ساژیتال، مؤلفه‌های حرکتی زانو در صفحات فرونتال و عرضی را نیز تغییر می‌دهد (۹).

Lu و همکاران نیز نشان دادند که راه رفتن سربالایی روی تردمیل با تغییر هم‌زمان پارامترهای فضایی‌زمانی، کینماتیک مفاصل و افزایش فعالیت تعدادی از عضلات لندام تحتانی، از جمله همسترینگ‌ها، گاستروکمیوس و عضلات پهن ران همراه است. این یافته‌ها نشان می‌دهند که سازگاری با شیب تنها یک تغییر موضعی در زاویه زانو نیست، بلکه بخشی از یک راهبرد چندمفصلی و عصبی-عضلانی برای حفظ حرکت و پایداری در شرایط شیب رو به بالا است (۲۱).

همچنین، Haggerty و همکاران گزارش کردند که افزایش شیب با تغییر مکانیک مفاصل اندام تحتانی و کاهش اوج ممان داخلی ابداکشن زانو همراه است (۸). یافته‌های جدیدتر نیز این الگو را تأیید می‌کنند؛ Higgins و همکاران گزارش کردند که افزایش شیب راه رفتن با تغییر ممان ابداکشن داخلی زانو همراه است و نشان دادند که پاسخ مکانیکی زانو به افزایش شیب می‌تواند در صفحه فرونتال نیز قابل توجه باشد. با این حال، از آنجا که پژوهش حاضر ممان‌های مفصلی را اندازه‌گیری نکرد، نمی‌توان کاهش دامنه حرکتی مشاهده‌شده را مستقیماً معادل کاهش بارگذاری مفصل دانست (۲۲).

تصحیح گرین‌هاوس-گایزر در مرز معنی‌داری قرار داشت ($P = 0/050$). $F(2, 34) = 3/889$, $\eta p^2 = 0/186$ با این حال، روند خطی کاهش دامنه حرکتی معنی‌دار بود ($F(1, 17) = 4/586$, $\eta p^2 = 0/212$, $P = 0/047$). هیچ‌یک از مقایسه‌های زوجی سطوح شیب در گروه سالم پس از اصلاح Bonferroni معنی‌دار نبودند (همه $P > 0/05$).

هیچ یک از تعامل‌های دوگانه یا سه‌گانه برای دامنه حرکتی معنی‌دار نبودند (همه $P > 0/05$) (جدول ۳).

بحث

پژوهش حاضر با هدف بررسی تغییرات میانگین زاویه و دامنه حرکتی زانو در صفحه فرونتال در پاسخ به افزایش شیب تردمیل طی راه رفتن و دویدن در افراد دارای ژنووآروم و افراد سالم انجام شد. نتایج نشان داد افراد دارای ژنووآروم، مستقل از نوع فعالیت و شیب، انحراف زاویه‌ای بیشتری در جهت واروس نسبت به وضعیت استاتیک مرجع و دامنه حرکتی بیشتری در صفحه فرونتال زانو نشان دادند. همچنین، دامنه حرکتی زانو طی دویدن بیشتر از راه رفتن بود. با افزایش شیب تردمیل، دامنه حرکتی زانو در صفحه فرونتال به‌طور معنی‌داری کاهش یافت، درحالی‌که میانگین انحراف زاویه‌ای زانو تغییر معنی‌داری نداشت. علاوه بر این، نبود تعامل معنی‌دار گروه با شیب نشان داد که الگوی پاسخ زانو به افزایش شیب در افراد دارای ژنووآروم و افراد سالم تفاوت معنی‌داری نداشت.

کاهش دامنه حرکتی زانو در صفحه فرونتال با افزایش شیب، در کنار عدم تغییر معنی‌دار میانگین انحراف زاویه‌ای، یکی از یافته‌های اصلی پژوهش حاضر بود. مقایسه‌های زوجی نشان داد دامنه حرکتی در شیب صفر به‌طور معنی‌داری بیشتر از شیب‌های ۵ و ۱۰ درصد بود، درحالی‌که بین شیب‌های ۵ و ۱۰ درصد تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد. این یافته نشان داد که در محدوده شیب‌های بررسی‌شده، بخش عمده تغییر دامنه حرکتی زانو ممکن است هنگام انتقال از سطح بدون شیب به شرایط شیب مثبت رخ دهد و افزایش بیشتر شیب از ۵ به ۱۰ درصد با کاهش معنی‌دار دیگری در دامنه حرکتی همراه نباشد. بنابراین، رابطه‌ی بین افزایش شیب و دامنه حرکتی زانو لزوماً به‌صورت کاهش مرحله به مرحله و متناسب با هر افزایش در شیب نیست. شواهد مربوط به هماهنگی بین مفصلی نشان می‌دهند که پاسخ حرکتی به افزایش شیب الزاماً به‌صورت یکنواخت و متناسب با هر افزایش در شیب رخ نمی‌دهد؛ به‌طوری‌که تغییرات مشخص در هماهنگی مفاصل ممکن است در دامنه‌های خاصی از شیب آشکار شوند. بنابراین، الگوی مشاهده‌شده در پژوهش حاضر می‌تواند با وجود یک پاسخ غیرخطی یا آستانه‌ای به افزایش شیب

در افراد دارای راستای واروس نیز Naderi و همکاران کاهش زاویه‌ی واروس زانو را در برخی رخدادهای چرخه گام، از جمله میانه استانس، با افزایش شیب راه رفتن گزارش کردند (10). اگرچه متغیرهای وابسته و روش‌های اندازه‌گیری در این مطالعات با پژوهش حاضر یکسان نیستند، در مجموع این شواهد از این دیدگاه حمایت می‌کنند که افزایش شیب با تعدیل مکانیک زانو همراه است و الزاماً موجب افزایش حرکت زانو در جهت واروس نمی‌شود.

بیشتر بودن میانگین انحراف زاویه‌ای زانو در جهت واروس در گروه ژنووواروم نشان می‌دهد که این افراد طی حرکت، نسبت به وضعیت استاتیک مرجع خود، تمایل بیشتری به انحراف زانو در جهت واروس داشتند. از آنجا که وضعیت استاتیک هر آزمودنی پیش از تحلیل به عنوان مرجع صفر در نظر گرفته شده بود، این یافته نباید به عنوان تفاوت در زاویه مطلق واروس بین دو گروه تفسیر شود. همچنین، انحراف زاویه‌ای بیشتر در جهت واروس لزوماً به معنای افزایش بارگذاری کمپارتمان داخلی زانو یا خطر بالینی بیشتر نیست، زیرا کینماتیک فرونتال زانو تحت تأثیر تعامل حرکات لگن، ران، ساق، نحوه پاگذاری و نیروهای خارجی قرار دارد.

Yoon و Moon نیز نشان دادند که تغییرات چرخش ران و حرکت لگن می‌تواند با تغییر زاویه اداکشن زانو و گشتاور اداکشن زانو همراه باشد (23). بنابراین، پاسخ فرونتال زانو احتمالاً حاصل یک راهبرد حرکتی چندبخشی است و نمی‌توان آن را تنها به راستای ایستای اندام نسبت داد. این تفسیر با یافته‌های مرور نظام‌مند Byrnes و همکاران نیز همسو بود که نشان دادند مکانیک زانو در صفحه فرونتال تحت تأثیر مجموعه‌ای از عوامل کینماتیکی، از جمله راستای اندام، سرعت حرکت، عرض گام، وضعیت تنه و زاویه پیشروی پا قرار می‌گیرد. از این رو، راستای واروس را باید یکی از عوامل مؤثر بر پاسخ دینامیک زانو دانست (4).

اثر اصلی گروه بر دامنه‌ی حرکتی نشان داد که افراد دارای ژنووواروم، مستقل از نوع فعالیت و شیب، دامنه‌ی تغییرات زاویه‌ای بیشتری در صفحه فرونتال زانو نسبت به افراد سالم داشتند. این یافته می‌تواند بیانگر تفاوت در نحوه کنترل حرکت زانو و هماهنگی بین قطعات لدام تحتانی باشد؛ با این حال، داده‌های کینماتیکی پژوهش حاضر امکان تعیین سازوکار دقیق این تفاوت را فراهم نمی‌کنند. مطالعات مدل‌سازی جدید نیز اهمیت راستای تیبیوفمورال را در تفسیر مکانیک زانو نشان داده‌اند.

برای مثال، Zhang و همکاران در یک مدل اسکلتی-عضلانی اختصاصی هر فرد، راستای تیبیوفمورال را همراه با ویژگی‌های هندسی و حرکتی مفصل در برآورد نیروهای تماس تیبیوفمورال وارد کردند (24). همچنین، مطالعات مدل‌سازی در افراد دارای

استئوآرتروز همراه با واروس نشان داده‌اند که اصلاح راستای اندام می‌تواند توزیع نیروهای تماس، به ویژه بار کمپارتمان داخلی، را تغییر دهد (25). این شواهد بر این نکته تأکید می‌کنند که برای تفسیر بالینی تفاوت‌های کینماتیکی مشاهده‌شده در افراد دارای ژنووواروم، بررسی هم‌زمان راستای اندام، کینتیک و نیروهای تماس مفصل ضروری است. افزایش دامنه‌ی حرکتی زانو در صفحه فرونتال هنگام دویدن نسبت به راه رفتن می‌تواند با تفاوت‌های مکانیکی این دو فعالیت، از جمله سرعت حرکت، زمان تماس و نیاز بیشتر به تولید و انتقال نیرو مرتبط باشد. با این حال، نبود تعامل معنی‌دار گروه در فعالیت نشان داد که افزایش دامنه حرکتی هنگام دویدن از نظر آماری مختص افراد دارای ژنووواروم نبود و الگوی تغییر از راه رفتن به دویدن بین دو گروه تفاوت معنی‌داری نداشت. تفاوت کینماتیک زانو بین راه رفتن و دویدن در مطالعات تصویربرداری پویا نیز گزارش شده است.

Wang و همکاران با استفاده از فلوروسکپی دوصفحه‌ای پرسرعت و مدل‌های مبتنی بر MRI نشان دادند که حرکت زانو هنگام تماس پا طی راه رفتن و دویدن الگوهای متفاوتی دارد؛ یافته‌ای که نشان می‌دهد انتقال از راه رفتن به دویدن با تغییر سازمان‌دهی حرکت مفصل زانو همراه است و صرفاً افزایش شدت همان الگوی حرکتی نیست (26). البته، با توجه به اینکه راه رفتن و دویدن در پژوهش حاضر با سرعت‌های متفاوت انجام شدند، نمی‌توان اثر مشاهده‌شده را مستقل از تفاوت سرعت دو فعالیت تفسیر کرد.

Willwacher و همکاران در یک مرور نظام‌مند گزارش کردند که تعدادی از عوامل بیومکانیکی مرتبط با آسیب‌های ناشی از دویدن در صفحات فرونتال و عرضی قرار دارند، با این حال سطح شواهد برای بسیاری از این ارتباط‌ها متناقض تا متوسط است (27). بنابراین، دامنه حرکتی بیشتر هنگام دویدن، به تنهایی برای تلقی افراد دارای ژنووواروم به عنوان گروهی با خطر بیشتر آسیب در دویدن کافی نیست.

نبود تعامل‌های معنی‌دار مرتبط با شیب، به ویژه تعامل گروه $\times$ شیب، از نظر کاربردی اهمیت دارد. اگرچه افزایش شیب با تغییر دامنه‌ی حرکتی زانو همراه بود، الگوی این تغییر بین افراد دارای ژنووواروم و سالم تفاوت معنی‌داری نداشت. همچنین، میانگین زاویه زانو با افزایش شیب تغییر معنی‌داری نشان نداد. در مجموع، این یافته‌ها نشان می‌دهند که در شرایط پژوهش حاضر، افزایش شیب تردمیل از صفر به 5 و 10 درصد موجب تشدید اختصاصی پاسخ کینماتیکی زانو در صفحه فرونتال در افراد دارای ژنووواروم نسبت به افراد سالم نشد. با این حال، نبود تعامل معنی‌دار نباید به عنوان اثبات برابری پاسخ دو گروه یا ایمن بودن شیب تردمیل تفسیر شود؛ زیرا توان آماری برای شناسایی تعامل‌ها، ویژگی‌های نمونه و محدود بودن ارزیابی به شاخص‌های کینماتیکی می‌تواند بر این نتیجه اثرگذار باشند.

می‌توانند با ترکیب کینماتیک سه‌بعدی، کیتیک و الکترومایوگرافی و بررسی حرکت در سرعت‌های ترجیحی و شرایط واقعی‌تر، سازوکار پاسخ زانو به افزایش شیب را دقیق‌تر مشخص کنند.

نتیجه‌گیری

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که افزایش شیب مثبت تردمیل تا ۱۰ درصد طی راه رفتن و دویدن، با کاهش دامنه‌ی حرکتی زانو در صفحه فرونتال همراه بود، بدون آنکه میانگین انحراف زاویه‌ای زانو در جهت واروس به‌طور معنی‌داری تغییر کند. همچنین، پاسخ کینماتیکی زانو به افزایش شیب در مردان جوان دارای ژنووآروم تفاوت معنی‌داری با افراد سالم نداشت. بنابراین، در محدودی شرایط بررسی‌شده، افزایش شیب تردمیل با تشدید پاسخ کینماتیکی زانو در صفحه فرونتال در افراد دارای ژنووآروم همراه نبود. با این حال، از آنجا که متغیرهای کیتیک، نیروهای تماس مفصل و فعالیت عضلانی اندازه‌گیری نشدند، این یافته‌ها نباید به‌عنوان شواهدی درباره کاهش بارگذاری مفصل یا ایمنی مکانیکی حرکت در شیب تفسیر شوند.

تشکر و قدردانی

این مقاله منتج از پایان‌نامه‌ی مقطع کارشناسی ارشد رشته بیومکانیک ورزشی با کد ۱۰۰۴۶۰۲۹ می‌باشد که در دانشگاه شهید باهنر کرمان به تصویب رسیده و بدون حمایت مالی به انجام رسیده است. بدین‌وسیله از زحمات تمامی افرادی که در انجام این مطالعه مشارکت نموده‌اند تقدیر و تشکر می‌شود.

از دیدگاه کینماتیکی، یافته‌های حاضر نشان داد که افزایش شیب تردمیل تا ۱۰ درصد، در سرعت‌های بررسی شده، با افزایش میانگین انحراف زاویه‌ای زانو در جهت واروس همراه نبود و در مقابل، دامنه‌ی حرکتی زانو در صفحه فرونتال کاهش یافت. همچنین، نبود تعامل معنی‌دار گروه $\times$ شیب نشان داد که الگوی پاسخ افراد دارای ژنووآروم به افزایش شیب تفاوت معنی‌داری با افراد سالم نداشت. با این حال، به دلیل اندازه‌گیری نشدن متغیرهای کیتیک، فعالیت عضلانی و شاخص‌های بارگذاری مفصل، این یافته‌ها صرفاً باید در چارچوب پاسخ کینماتیکی تفسیر شوند و نمی‌توان بر اساس آنها درباره ایمنی مکانیکی یا مناسب بودن شیب تردمیل برای تمرین نتیجه‌گیری کرد. یافته‌های این مطالعه با توجه به چند محدودیت باید تفسیر شوند. ارزیابی تنها بر متغیرهای کینماتیکی متمرکز بود و نیروهای عکس‌العمل زمین، ممان‌های مفصلی و فعالیت عضلانی ثبت نشدند؛ بنابراین، درباره تغییرات بارگذاری داخلی زانو نمی‌توان نتیجه‌گیری کرد. همچنین، ژنووآروم بر اساس ارزیابی بالینی طبقه‌بندی شد و نمونه پژوهش به مردان جوان و بدون درد محدود بود که تعمیم نتایج به زنان، افراد مسن‌تر و افراد دارای علائم بالینی را محدود می‌کند. افزون بر این، اگرچه استفاده از سرعت‌های ثابت امکان استانداردسازی شرایط آزمایشی و کنترل اثر سرعت بر متغیرهای کینماتیکی را فراهم کرد و دو گروه نیز از نظر قد تفاوت معنی‌داری نداشتند، سرعت حرکت بر اساس ویژگی‌های آنتروپومتریک فردی نرمال‌سازی نشد و طول اندام تحتانی، طول گام و ریتم گام‌برداری به‌طور مستقل کنترل نشدند. بنابراین، تفاوت‌های فردی در این عوامل ممکن است بر پاسخ‌های کینماتیکی مشاهده‌شده اثر گذاشته باشند. پژوهش‌های آینده

References

- Sharma L, Song J, Felson DT, Cahue S, Shamiyeh E, Dunlop DD. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA* 2001; 286(2): 188-95.
- Andriacchi TP, Mündermann A. The role of ambulatory mechanics in the initiation and progression of knee osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol* 2006; 18(5): 514-8.
- Hurwitz DE, Sumner DR, Andriacchi TP, Sugar DA. Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution. *J Biomech* 1998; 31(5): 423-30.
- Byrnes SK, Holder J, Stief F, Wearing S, Böhm H, Dussa CU, et al. Frontal plane knee moment in clinical gait analysis: A systematic review on the effect of kinematic gait changes. *Gait Posture* 2022; 98: 39-48.
- Kim J, Lee H-J, Lee S-H, Lee J, Chang WH, Ryu G-H, et al. Correlation between cardiopulmonary metabolic energy cost and lower-limb muscle activity during inclined treadmill gait in older adults. *BMC Geriatr* 2021; 21(1): 469.
- Haight DJ, Lerner ZF, Board WJ, Browning RC. A comparison of slow, uphill and fast, level walking on lower extremity biomechanics and tibiofemoral joint loading in obese and nonobese adults. *J Orthop Res* 2014; 32(2): 324-30.
- Franz JR, Kram R. The effects of grade and speed on leg muscle activations during walking. *Gait Posture* 2012; 35(1): 143-7.
- Haggerty M, Dickin DC, Popp J, Wang H. The influence of incline walking on joint mechanics. *Gait Posture* 2014; 39(4): 1017-21.
- Zeng X, Xie Z, Zhong G, Chen Y, Wen B, Li Y, et al. The 6DOF knee kinematics of healthy subjects during sloped walking compared to level walking. *Gait Posture* 2022; 95: 198-203.
- Naderi S, Mohammadipour F, Amir Seyfardini M. The effects of different walking inclinations on knee angle in the frontal plane of patients with varus malalignment. *Physical Treatments-Specific Physical Therapy Journal* 2014; 4(3): 139-44.

11. Davis RB, Öunpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science* 1991; 10(5): 575-87.
12. Dewolf AH, Ivanenko Y, Zelik KE, Lacquaniti F, Willems PA. Kinematic patterns while walking on a slope at different speeds. *J Appl Physiol* (1985) 2018; 125(2): 642-53.
13. Xie H, Chien JH. Walking on different inclines affects gait symmetry differently in the anterior-posterior and vertical directions: implication for future sensorimotor training. *PeerJ* 2024; 12: e18096.
14. Madadi-Shad M, Jafarnezhadgero A, Zago M, Granacher U. Effects of varus knee alignment on gait biomechanics and lower limb muscle activity in boys: A cross sectional study. *Gait Posture* 2019; 72: 69-75.
15. Keller TS, Weisberger AM, Ray JL, Hasan SS, Shiavi RG, Spengler DM. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clin Biomech (Bristol)* 1996; 11(5): 253-9.
16. Fain A, McCarthy A, Nindl BC, Fuller JT, Wills JA, Doyle TL. IMUs can estimate hip and knee range of motion during walking tasks but are not sensitive to changes in load or grade. *Sensors* 2024; 24(5): 1675.
17. Kent JA, Sommerfeld JH, Stergiou N. Changes in human walking dynamics induced by uneven terrain are reduced with ongoing exposure, but a higher variability persists. *Sci Rep* 2019; 9(1): 17664.
18. Naderi S, Mohammadipour F, Amir Seyfaddini MR. Kinematics of Lower Extremity During Forward and Backward Walking on Different Gradients. *J Appl Physiol* (1985) 2017; 7(2): 71-8.
19. Zeni Jr J, Richards JG, Higginson J. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait Posture* 2008; 27(4): 710-4.
20. Gidley AD, Bailey JP. Walking kinematic coordination becomes more in-phase at extreme inclines. *J Appl Biomech* 2023; 39(6): 361-9.
21. Lu C, Al-Juaid R, Al-Amri M. Gait stability characteristics in able-bodied individuals during self-paced inclined treadmill walking: within-subject repeated-measures study. *JMIR Form Res* 2023; 7(1): e42769.
22. Higgins S, Dickin DC, Hankemeier D, Wells MD, Wang H. The effect of incline walking on lower extremity and trunk mechanics in older adults. *Sports Med Health Sci* 2025; 7(1): 56-60.
23. Yoon J-y, Moon SW. Impacts of asymmetric hip rotation angle on gait biomechanics in patients with knee osteoarthritis. *Knee Surg Relat Res* 2024; 36(1): 23.
24. Zhang L, Liu G, Yan Y, Han B, Li H, Ma J, et al. A subject-specific musculoskeletal model to predict the tibiofemoral contact forces during daily living activities. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2023; 26(8): 972-85.
25. Bowd J, Van Rossom S, Williams D, Elson D, Wilson C, Whatling G, et al. Using musculoskeletal modelling to estimate knee joint loading pre and post high tibial osteotomy. *Clin Biomech (Bristol)* 2023; 101: 105855.
26. Wang W, Tsai T-Y, Zhang C, Lin J, Dai W, Zhang M, et al. Comparison of instantaneous knee kinematics during walking and running. *Gait Posture* 2022; 97: 8-12.
27. Willwacher S, Kurz M, Robbin J, Thelen M, Hamill J, Kelly L, et al. Running-related biomechanical risk factors for overuse injuries in distance runners: a systematic review considering injury specificity and the potentials for future research. *Sports Med* 2022; 52(8): 1863-77.

Investigation of Changes in Mean Knee Angle and Range of Motion in the Frontal Plane in Response to Increasing Treadmill Incline During Walking and Running in Individuals with Genu Varum and Healthy Individuals

Sasan Naderi¹, Amirreza Davoudpour Dehkordi², Fariborz Mohammadipour³

Original Article

Abstract

Background: Genu varum may alter frontal-plane knee kinematics by changing lower-limb alignment; however, the knee response to treadmill incline in individuals with genu varum remains unclear. Therefore, this study aimed to investigate the effects of treadmill incline on mean knee angle and range of motion (ROM) during walking and running in individuals with genu varum and healthy controls.

Methods: In this quasi-experimental repeated-measures study, 36 young men (18 with genu varum and 18 healthy controls) performed walking at 1.3 m/s and running at 3 m/s on a treadmill at 0%, 5%, and 10% inclines. Knee kinematics were recorded using a three-dimensional motion analysis system, and mean knee angle and frontal-plane ROM were calculated. Data were analyzed using mixed analysis of variance.

Findings: Compared with healthy controls, individuals with genu varum showed a greater mean knee angle toward varus ($P = 0.005$) and greater ROM ($P < 0.001$). ROM was greater during running than walking ($P = 0.002$) and decreased with increasing incline ($P < 0.001$). In the genu varum group, ROM showed a significant linear decrease with increasing incline ($P = 0.003$). The effect of incline on mean knee angle and the interactions among group, activity, and incline were not significant ($P > 0.05$).

Conclusion: Increasing treadmill incline up to 10% was associated with reduced frontal-plane knee ROM without increasing mean knee angular deviation toward varus. The kinematic response to incline did not differ significantly between groups. As kinetic variables and joint loading were not assessed, no conclusions can be drawn regarding the mechanical safety or suitability of inclined treadmill exercise.

Keywords: Genu varum; Knee joint; Kinematics; Gait Analysis; Running

Citation: Naderi S, Davoudpour Dehkordi A, Mohammadipour F. Investigation of Changes in Mean Knee Angle and Range of Motion in the Frontal Plane in Response to Increasing Treadmill Incline During Walking and Running in Individuals With Genu Varum and Healthy Individuals. J Isfahan Med Sch 2026; 44(873): 1384- 93.

1- Assistant Professor, Department of Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran

2- MSc in Sports Biomechanics, Department of Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran

3- Associate Professor, Department of Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran

Corresponding Author: Sasan Naderi, Assistant Professor, Department of Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran; Email: sasan.naderi@uk.ac.ir