

مقایسه حداکثر زوایای واروس و فلکشن زانو در مرحله استانس هنگام راه رفتن روی تردمیل با شیب‌های مختلف بین ورزشکاران دختر دارای زانوی ضربدری و سالم

کتایون گیلانی^۱، فریبرز محمدی‌پور^۲، محمدرضا امیرسیف‌الدینی^۳

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: با توجه به پیشرفت بیماری کووید-۱۹ و خانه‌نشینی و در نتیجه، روی آوردن افراد به ورزش در خانه، استفاده از تردمیل و دستگاه‌های ورزشی رو به افزایش است. الگوی حرکتی رایج در آسیب‌های غیر برخوردار لیگامنت متقاطع قدامی (ACL یا Anterior cruciate ligament) شامل کاهش در فلکشن زانو و افزایش در والگوس زانو می‌باشد. از این رو، هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی حداکثر زوایای واروس و فلکشن حین راه رفتن در شیب‌های مثبت و منفی و صفر بود.

مواد و روش‌ها: ۲۹ آزمودنی ۱۸ تا ۲۸ ساله انتخاب شدند و در دو گروه سالم (با میانگین وزن $58/95 \pm 8/58$ کیلوگرم، میانگین قد $163/14 \pm 3/95$ سانتی‌متر و میانگین فاصله قوزک‌های داخلی پا $0/40 \pm 0/46$ سانتی‌متر) و زانوی ضربدری (با میانگین وزن $61/60 \pm 5/56$ کیلوگرم، میانگین قد $161/80 \pm 5/50$ سانتی‌متر و فاصله قوزک‌های داخلی پا $2/51 \pm 6/95$ سانتی‌متر) قرار گرفتند. از آزمودنی‌ها درخواست گردید به مدت ۵ دقیقه روی تردمیل با شیب $+10$ ، صفر و -10 درصد راه بروند و سپس به وسیله سیستم سه بعدی آنالیز حرکت، از آن‌ها تست گرفته شد. پس از پردازش داده‌ها در نرم‌افزارهای Cortex و MATLAB، شاخص‌های حداکثر فلکشن و حداکثر واروس زانو استخراج شد. در نهایت، داده‌ها با استفاده از آزمون سنجش مکرر ترکیبی در سطح معنی‌داری کمتر از $0/05$ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: بالاترین مقادیر حداکثر زوایای فلکشن و واروس، در شیب -10 درصد مشاهده گردید. حداکثر زاویه واروس، اختلاف معنی‌داری را بین شیب $+10$ و صفر نشان نداد، اما تفاوت معنی‌داری بین شیب $+10$ و صفر در حداکثر زاویه فلکشن وجود داشت.

نتیجه‌گیری: از آن‌جا که راه رفتن در شیب منفی، زاویه زانو در صفحه فرونتال را به سمت واروس متمایل می‌کند و از طرف دیگر، موجب افزایش زاویه فلکشن و کاهش بار وارد آمده بر ACL می‌شود، این نوع راه رفتن می‌تواند در توان‌بخشی افراد دارای زانوی ضربدری تأثیر گذارتر باشد.

کلید واژه‌ها: گام‌برداری؛ شیب مثبت؛ شیب منفی؛ دامنه حرکتی زانو

ارجاع: گیلانی کتایون، محمدی‌پور فریبرز، امیرسیف‌الدینی محمدرضا. مقایسه حداکثر زوایای واروس و فلکشن زانو در مرحله استانس هنگام راه رفتن روی تردمیل با شیب‌های مختلف بین ورزشکاران دختر دارای زانوی ضربدری و سالم. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۹؛ ۱۶: ۱۵۰-۱۴۲.

تاریخ چاپ: ۱۳۹۹/۵/۱۵

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۵/۲۶

تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۴/۱۴

ورزشی دارند. تحقیقات بیومکانیکی انجام شده روی راه رفتن نشان داده است که بیشتر افراد بر راه رفتن روی سطح افقی تأکید دارند (۷-۴). در صورتی که بررسی بیومکانیک راه رفتن در سطوح شیب‌دار می‌تواند منجر به درک بیشتر سر خوردن‌ها، سقوط‌ها و ساخت تجهیزات توان‌بخشی و طراحی اعضای مصنوعی شود (۸).

هنگام راه رفتن به مرحله‌ای که پا زمین را لمس می‌کند تا مرحله‌ای که آن را ترک می‌کند، مرحله استانس می‌گویند. این مرحله را مرحله تحمل وزن نیز می‌نامند؛ چرا که در این حالت وزن بدن روی پا حمل می‌شود. از آن‌جا که زانو در این مرحله متحمل بار بیشتری می‌شود (۱۰، ۹)، در تحقیق حاضر این مرحله مورد بررسی قرار گرفته است.

ژنوالگوم نوعی از تغییر شکل زانو در صفحه فرونتال می‌باشد که در صورت

مقدمه

حرکت روی سطوح شیب‌دار، یک تکلیف چالش‌برانگیز در زندگی روزمره و به خصوص هنگام پیاده‌روی است. همچنین، یک فعالیت فراغتی پرطرفدار در مناطق کوهستانی محسوب می‌شود. تأثیرات مثبت پیاده‌روی ثابت شده است (۱)، اما این ورزش می‌تواند در سیستم اسکلتی-عضلانی درد و آسیب هم ایجاد کند (۲). در پژوهشی، درد در مفصل زانو حین راه رفتن در سرازیری گزارش شده است (۳).

امروزه با توجه به همه‌گیری بیماری کووید-۱۹ و کمبود فضاهای ورزشی و روی آوردن به ورزش خانگی، استفاده از دستگاه‌های ورزشی مانند تردمیل رو به افزایش است و انواع جدیدتر تردمیل قابلیت انتخاب شیب سطح را برای فعالیت

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

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

نویسنده مسؤول: فریبرز محمدی‌پور؛ دانشیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر، کرمان، ایران

Email: mp_fariborz@uk.ac.ir

شهید باهنر کرمان بررسی و با شناسه اخلاق IR.UK.VETMED.REC.1398.016 تصویب شد. اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌ها جمع‌آوری شد. برای تعیین درجه زانوی ضربدری در افراد، از کولیس (مدل Vernier، شرکت Mitutoyo، ژاپن) با دقت ۰/۰۱ متر جهت اندازه گرفتن فاصله بین دو قوزک داخلی پا استفاده گردید. آزمودنی بدون کفش و جوراب و در حالی که زانوهای و نیمه تحتانی ران‌های وی دیده می‌شد (به صورت کاملاً راحت)، در مقابل آزمونگر روی سطح صاف و به طور مستقیم و عمودی می‌ایستاد و پاها به صورت موازی کنار یکدیگر قرار داده می‌شد، بدون این که متحمل انقباض و تنش غیر طبیعی در عضلات ناحیه ران باشد. کندیل‌های داخلی ران و قوزک‌های داخلی وی در نزدیک‌ترین فاصله نسبت به یکدیگر در حالت طبیعی قرار داشت و هیچ و زانوهای در اکستنشن کامل بود. فاصله بین قوزک‌های داخلی پا Intermalleolar (IM) دو بار اندازه‌گیری و میانگین آن‌ها محاسبه شد (۲۴). برای تعیین پای برتر، از روش شوت کردن توپ فوتبال برای حداکثر مسافت استفاده گردید. از آزمودنی‌ها درخواست شد تا سه مرتبه با پای برهنه در یک مسیر ۱۰ متری با سرعت دلخواه خود راه بروند. مدت زمان راه رفتن توسط آزمونگر با کرومومتر ثبت گردید. پس از تکمیل کردن سه اجرا، میانگین سرعت به دست آمده برای تنظیم کردن سرعت تردمیل برای هر فرد در نظر گرفته شد (۲۶، ۲۵). در مرحله بعد در حالی که آزمودنی حداقل لباس در اندام تحتانی (شورت ورزشی) را داشت، نشانه‌گذاری انجام شد. محل نشانگرها شامل سطح قدامی و میانی ساق پا در قسمت دیستال استخوان درشت نی، برجستگی درشت نی، نقطه میانی خطی که خار خار صخره قدامی فوقانی را به استخوان کشکک متصل می‌کند، استخوان پاشنه و انگشت شست در پای راست (پای برتر همه آزمودنی‌ها) و استخوان پاشنه و انگشت شست در پای چپ بود (۲۸، ۲۷، ۲۵).

به منظور ثبت اطلاعات سه بعدی حرکت، از سیستم سه بعدی آنالیز حرکت (مدل Rapture-H Digital Real Time System، شرکت Motion Analysis، آمریکا) با شش دوربین تصویربرداری مادون قرمز استفاده شد که دوربین‌ها به دور فضای تعیین شده طوری قرار گرفتند که اطلاعات هر نشانگر در هر لحظه از حرکت حداقل توسط دو دوربین ثبت شود. این سیستم قادر به فیلم‌برداری سه بعدی تا ۹۰۰ فریم در ثانیه می‌باشد. در مطالعه حاضر، فرکانس دوربین‌ها ۱۲۰ هرتز در نظر گرفته شد.

به صورت ایستا از موقعیت نشانگرهای آزمودنی‌ها ۵ ثانیه فیلم‌برداری گردید و علاوه بر این، از هر آزمودنی سه تست راه رفتن در شیب ۱۰+ درصد تردمیل، راه رفتن در شیب صفر تردمیل و راه رفتن در شیب ۱۰- درصد تردمیل با سرعت خودانتخابی گرفته شد. با توجه به این که تردمیل شیب منفی نداشت، از چند بلوک آجری برای اعمال شیب منفی استفاده گردید. تردمیل (مدل J880، شرکت Tunturi، هلند) با قابلیت تنظیم سرعت‌های مختلف و شیب‌های مثبت مورد استفاده قرار گرفت. سطوح تردمیل برای جلوگیری از بازتاب نور با روزنامه پوشیده شد. برای هر تست به آزمودنی‌ها فرصت ۵ دقیقه‌ای داده شد تا با راه رفتن بر روی تردمیل سازگاری لازم را پیدا کنند (۳۱-۲۹). بین هر کدام از تست‌ها با یکدیگر به منظور کاهش مداخله عامل خستگی، یک دقیقه استراحت برای آزمودنی در نظر گرفته شد. پس از آمادگی آزمودنی و تشخیص آزمونگر به مدت ۲۰ ثانیه ضبط صورت می‌گرفت. ترتیب تست‌گیری برای افراد به صورت تصادفی بود (۲۹). داده‌های ثبت شده در نرم‌افزار Cortex نسخه ۲/۵ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. جهت حذف کردن نویزهای ناشی از حرکت نشانگرها، فیلتر پایین‌گذر Butterworth با فرکانس ۶ هرتز استفاده گردید.

وجود آن، اگر در وضعیت تحمل وزن بر روی دو پا زانوهای در تماس با یکدیگر باشند، مفصل میچ پا از هم فاصله می‌گیرند. این تغییر شکل شیوع به نسبت بالایی در کشور ایران و به خصوص در بین بانوان دارد (۱۳-۱۱).

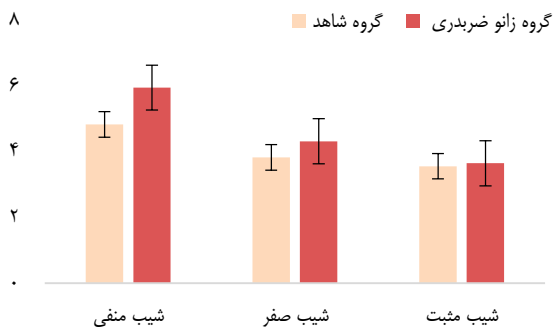
زوایای واروس و والگوس زانو، توزیع بار بر سطح مفصل را نامتعادل می‌سازد و تراز والگوس در مقایسه با تراز نرمال، می‌تواند باعث ایجاد استئوآرتروز شود (۱۴). در زانوی ضربدری، نیروهای استرس وارد شده بر قسمت خارجی مفصل زانو افزایش می‌یابد (۱۵). ناهنجاری ژنوالگوم می‌تواند خطر ابتلا به استئوآرتروز خارجی را افزایش دهد (۱۷، ۱۶). اعتقاد بر این است که وضعیت اندام تحتانی که به طور مستقیم بر بار وارد بر لیگامنت متقاطع قدامی (Anterior cruciate ligament یا ACL) تأثیر می‌گذارد، نقش مهمی در افزایش خطر آسیب ACL دارد (۱۸). در حقیقت، الگوی حرکتی رایج در آسیب‌های غیر برخوردی ACL شامل کاهش در فلکشن زانو، فلکشن لگن و فلکشن تنه همراه با افزایش در والگوس زانو و چرخش تیبیا می‌باشد (۲۱-۱۹). به همین منظور، در پژوهش حاضر تغییرات زاویه فلکشن و واروس بررسی شد تا بتوان در راه رفتن در شیب مثبت و منفی به درک بهتری رسید. در این رابطه، از نتایج به دست آمده می‌توان در اعمال یا عدم اعمال شیب در تمرینات راه رفتن برای توان‌بخشی افراد به خصوص افراد دارای زانو ضربدری بهره برد.

مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع نیمه تجربی، علی‌پس از وقوع و کاربردی بود. با همکاری هیأت پزشکی ورزشی و تعدادی از باشگاه‌های شهر کرمان، ابتدا ۱۵ ورزشکار مبتلا به زانوی ضربدری درجه سه و بالاتر انتخاب شدند و سپس با توجه به مشخصات دموگرافیک یکسان و سرعت خودانتخابی راه رفتن، ۱۵ نفر در گروه شاهد قرار گرفتند. جهت تعیین حجم نمونه مورد نیاز، از نرم‌افزار G*Power نسخه 3.1.7 استفاده گردید. برای به دست آوردن قدرت آماری ۷۵ درصد به همراه سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و اندازه اثر ۰/۲۵، تعداد ۳۰ آزمودنی مورد نیاز بود. یکی از آزمودنی‌ها از ادامه روند مطالعه انصراف داد. جامعه آماری تحقیق را تمامی بانوان ورزشکار رشته فیتنس و TRX در باشگاه‌های شهر کرمان تشکیل دادند. روش نمونه‌گیری از نوع هدفمند و در دسترس بود. معیارهای ورود شامل سن ۱۸ تا ۲۸ سال، تمرین به طور منظم هفته‌ای حداقل سه جلسه، جنسیت زن، نداشتن سابقه شکستگی یا عمل جراحی در اندام تحتانی، در گروه زانو ضربدری فاصله بین دو قوزک داخلی پا بین ۵ تا ۷/۵ سانتی‌متر (زانوی ضربدری درجه ۳) یا بیشتر از ۷/۵ سانتی‌متر (زانوی ضربدری درجه چهار) بود (۲۲). آزمودنی‌های با سابقه اختلالات عصبی-عضلانی-اسکلتی، سابقه جراحی یا آسیب در اندام تحتانی طی شش ماه گذشته، سابقه اسپرین میچ پا و بدراستایی‌های قابل رؤیت اندام تحتانی شامل ژنواروم، ژنورکورواتوم، کف پای صاف و کف پای گود نیز به عنوان معیارهای خروج در نظر گرفته شد. آسیب اندام تحتانی به عنوان هر آسیبی که منجر به غیبت بیش از یک روز از فعالیت جسمی یا مراجعه به پزشک شود، تعریف شد (۲۳).

در ابتدای جمع‌آوری اطلاعات، در روز مصاحبه با آزمودنی‌ها، اطلاعات ارزیابی سلامت اندام تحتانی آن‌ها با استفاده از پرسش‌نامه بررسی گردید. سپس نمونه مورد نظر انتخاب و به تست‌گیری دعوت شدند. در ابتدای تست‌گیری، تمام آزمودنی‌ها فرم رضایت‌نامه را خواندند و امضا کردند. در ادامه، با فرایند آزمون آشنا شدند. جهت اطمینان از اصولی بودن روند کار، پژوهش از نظر اخلاقی در کمیته اخلاق دانشگاه

معنی‌داری بین دو گروه زانوی ضربدیری و شاهد در رابطه با زاویه واروس ($F = 0.545, P = 0.467$) وجود نداشت. مطابق با نتایج آزمون Greenhouse-Geisser، اختلاف اثر متقابل شیب‌ها و گروه‌ها ($F = 0.844, P = 0.461$) معنی‌دار نشد، اما قیاس بین شیب‌های مختلف ($\eta^2 = 0.286$) در شیب منفی بیشترین مقدار تغییر زاویه زانو در صفحه فرونتال به سمت واروس مشاهده گردید. نتایج پراکندگی داده‌ها (شکل ۱) به همراه سطح معنی‌داری در رابطه با حداکثر تغییر زاویه واروس در جدول ۲ آمده است.



شکل ۱. مقایسه میانگین حداکثر زوایای واروس در شیب‌های مختلف در افراد دارای زانوی ضربدیری و سالم

نتایج در رابطه با حداکثر تغییر زاویه فلکشن نشان داد که اختلاف معنی‌داری بین دو گروه زانوی ضربدیری و شاهد ($\eta^2 = 0.194, P = 0.017$) وجود داشت. مطابق با نتایج آزمون Greenhouse-Geisser، اختلاف اثر متقابل شیب‌ها و گروه‌ها ($F = 0.260, P = 0.746$) معنی‌دار نشد، اما قیاس بین شیب‌های مختلف ($\eta^2 = 0.566, P = 0.001$) در شیب منفی بیشترین مقدار تغییر زاویه فلکشن زانو مشاهده گردید. نتایج پراکندگی داده‌ها (شکل ۲) به همراه سطح معنی‌داری در رابطه با قیاس بین شیب‌های مختلف در جدول ۳ ارایه شده است.

به منظور کاهش داده‌ها، از فیلم ضبط شده پنج گام متوالی منتخب از قسمت میانی استفاده شد.

در تجزیه و تحلیل تست ایستا، ابتدا نشانگرها تعریف شد و سپس نمودارهای سرعت و شتاب مورد بررسی قرار گرفت و فریم‌هایی که دارای کمترین تغییرات بودند، انتخاب گردید و پس از فیلترسازی داده‌ها، اطلاعات استخراج شد. در ادامه، شاخص‌های مورد نظر شامل لحظه‌های تماس پاشنه و جدا شدن پنجه مطابق با الگوریتم ترمیل مبتنی بر سرعت به دست آمد (۳۲). برای به دست آوردن زوایای زانو در صفحه فرونتال با استفاده از روش سیستم مختصات مفصل و از طریق نرم‌افزار Matlab نسخه R2018a، برنامه مورد نظر نوشته شد تا با استفاده از داده‌های مکانی نشانگرهای نصب شده بر روی ران، برجستگی درشت تئو و ساق پا، زاویه زانو در صفحه فرونتال محاسبه شود. پس از مشخص کردن فاز استانس و به دست آوردن حداکثر زوایای فلکشن و واروس در این فاز، تغییرات زوایا نسبت به حالت ایستا هر آزمودنی محاسبه گردد.

جهت تعیین نرمال بودن متغیرها، از آزمون Shapiro-Wilk و برای مقایسه داده‌های دو گروه از آزمون Repeated measures ANOVA استفاده گردید. جهت بررسی همگنی واریانس‌ها از آزمون Levene و به منظور تعیین اندازه اثر (η^2)، از آزمون Partial Eta Square [$0.01 =$ اندازه اثر کم، $0.06 =$ اندازه اثر متوسط و $0.14 =$ اندازه اثر زیاد (۳۳، ۳۴)] استفاده شد. از آزمون Box's M برای تعیین برابری ماتریس (همگنی) کواریانس و با توجه به نقض فرض کرویت (آزمون Mauchly)، از نتایج آزمون Greenhouse-Geisser استفاده گردید. برای قیاس بین شیب‌های مختلف از آزمون تعقیبی Bonferroni استفاده شد. در نهایت، داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۳ (IBM version 23, Armonk, NY Corporation) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. $P < 0.05$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

خصوصیات آنروپومتریک و سرعت خودانتخابی راه رفتن افراد شرکت‌کننده در پژوهش حاضر در جدول ۱ آمده است. برای بررسی نرمال بودن داده‌ها، از آزمون Shapiro-Wilk استفاده شد. برای بررسی تفاوت‌های بین دو گروه سالم و زانوی ضربدیری با توجه به نرمال بودن داده‌ها از آزمون Independent t استفاده شد. نتایج به دست آمده از آزمون سنجش مکرر ترکیبی نشان داد که اختلاف

جدول ۱. خصوصیات آنروپومتریک و سرعت خودانتخابی راه رفتن گروه‌های زانوی ضربدیری (۱۵ نفر) و شاهد (۱۴ نفر)

شاخص	گروه	میانگین \pm انحراف معیار	مقدار P
سن (سال)	شاهد	$23/50 \pm 2/90$	0.794
	زانوی ضربدیری	$23/53 \pm 2/44$	
قد (سانتی‌متر)	شاهد	$163/14 \pm 3/95$	0.460
	زانوی ضربدیری	$161/80 \pm 5/50$	
جرم بدن (کیلوگرم)	شاهد	$58/95 \pm 8/58$	0.339
	زانوی ضربدیری	$61/60 \pm 5/56$	
فاصله فوزک‌های داخلی پا در حالت ایستاده (سانتی‌متر)	شاهد	0.40 ± 0.46	0.001*
	زانوی ضربدیری	$2/51 \pm 6/95$	
سرعت خودانتخابی راه رفتن (کیلومتر بر ساعت)	شاهد	$3/32 \pm 0/58$	0.241
	زانوی ضربدیری	$3/10 \pm 0/40$	

*وجود تفاوت معنی‌دار

جدول ۲. نتایج پراکندگی حداکثر زوایای واروس در گروه‌های زانوی ضربدری (۱۵ نفر) و شاهد (۱۴ نفر)

شاخص	گروه	میانگین \pm انحراف معیار	قیاس بین شیب‌ها	مقدار P
حداکثر تغییر زاویه واروس حین راه رفتن در شیب منفی	شاهد	$4/83 \pm 3/28$	شیب منفی، شیب صفر	$0/007^*$
زانوی ضربدری	زانوی ضربدری	$5/95 \pm 2/77$	شیب منفی، شیب مثبت	$0/002^*$
حداکثر تغییر زاویه واروس حین راه رفتن در شیب صفر	شاهد	$2/83 \pm 2/17$	شیب صفر، شیب منفی	$0/007^*$
زانوی ضربدری	زانوی ضربدری	$4/32 \pm 1/59$	شیب صفر، شیب مثبت	$0/470$
حداکثر تغییر زاویه واروس حین راه رفتن در شیب مثبت	شاهد	$2/56 \pm 2/51$	شیب مثبت، شیب منفی	$0/002^*$
زانوی ضربدری	زانوی ضربدری	$2/65 \pm 1/72$	شیب مثبت، شیب صفر	$0/470$

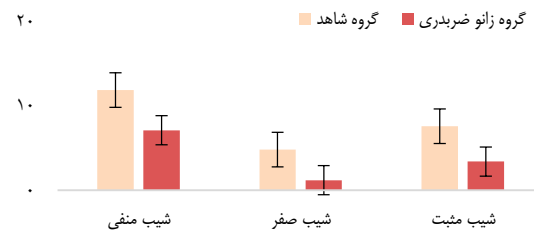
* وجود تفاوت معنی‌دار

گردید، اما تفاوت‌های کلی بین دو گروه معنی‌دار نشد که دلیل این موضوع می‌تواند تفاوت ماهیت متغیرهای مورد بررسی در دو مطالعه باشد. در تحقیق حاضر زاویه واروس مورد بررسی قرار گرفت، اما در پژوهش Stevens و همکاران، گشتاورهای زانو که منجر به تغییر زاویه در صفحه فروتنال می‌شوند، بررسی گردید (۳۶).

نادری و همکاران در مطالعه خود زاویه واروس در صفحه فروتنال را در افراد زانوی پرتیزی بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که کاهش زاویه واروس با افزایش شیب همراه بود (۳۷) که با یافته‌های تحقیق حاضر مطابقت داشت. همچنین، نتایج پژوهش دیگری که نادری و همکاران روی افراد سالم انجام دادند، نشان داد که با افزایش شیب در جهت مثبت در افراد سالم، زاویه واروس کاهش می‌یابد و در رابطه با شیب منفی، در شیب $7/5-$ درصد در مقایسه با شیب صفر، زاویه واروس افزایش پیدا می‌کند (۳۸) که با یافته‌های مطالعه حاضر همسو بود.

بر طبق نتایج تحقیق Yang و همکاران، گشتاورهای زانو در صفحه فروتنال، در شیب‌های مثبت نسبت به شیب صفر حین فاز استانس راه رفتن کاهش می‌یابد، اما گشتاورهای زانو در شیب‌های منفی 12 و 20 درجه تفاوت چندانی با شیب صفر درجه ندارد و در شیب منفی 6 درجه افزایش پیدا می‌کند (۳۹) که با یافته‌های بررسی حاضر مطابقت داشت. نتایج پژوهش Lange و همکاران حاکی از کاهش دامنه حرکتی مفصل زانو با افزایش شیب بود (۴۰) که با نتایج مطالعه حاضر همسو بود.

مطابق با نتایج تحقیق Shultz و همکاران، ماکزیمم جابه‌جایی زاویه‌ای در رابطه با چرخش خارجی، حین راه رفتن در افراد چاق مبتلا به زانوی ضربدری بیشتر از افراد سالم بود که با یافته‌های پژوهش حاضر مغایرت داشت. نتایج پژوهش Espandar و همکاران در زمینه ترکیب راستای زانو در صفحات فروتنال و افقی نشان داد که کودکان چاق یک موقعیت واقعی ژنوالگوم را حین حرکات عملکردی حفظ می‌کنند و این موضوع می‌تواند دلیلی برای بیشتر بودن چرخش خارجی زانو در افراد زانوی ضربدری باشد (۴۲).



شکل ۲. مقایسه میانگین حداکثر زوایای فلکشن در شیب‌های مختلف در افراد زانوی ضربدری و سالم

بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی تأثیر شیب مثبت و منفی 10 درصد تردمیل روی حداکثر تغییر زوایای واروس و فلکشن هنگام فاز استانس راه رفتن بود. متغیرهای زاویه واروس و زاویه فلکشن از نظر ارتباط با گروه زانوی ضربدری و توان بخشی ACL انتخاب شدند.

نتایج به دست آمده در رابطه با زاویه واروس، با یافته‌های مطالعات Haggerty و همکاران (۳۵)، Stevens و همکاران (۳۶)، نادری و همکاران (۳۷) همخوانی داشت. در تحقیق Haggerty و همکاران، با افزایش شیب در جهت مثبت، افزایش حداکثر زاویه والگوس در فاز استانس مشاهده شد، اما تفاوت‌ها از شیب صفر معنی‌دار نشد (۳۵). در تحقیق حاضر نیز کاهش حداکثر زاویه واروس در شیب مثبت مشاهده شد، اما تفاوت‌ها معنی‌دار نبود.

مطابق با نتایج پژوهش Stevens و همکاران، اوج و میانگین گشتاورهای زانو در جهت واروس حین استانس در افراد زانوی ضربدری بیشتر از افراد سالم بود (۳۶) که با نتایج بررسی حاضر مشابهت داشت. بر این اساس، تغییر حداکثر زاویه واروس در افراد زانوی ضربدری نسبت به گروه سالم، بیشتر مشاهده

جدول ۳. نتایج پراکندگی حداکثر زوایای فلکشن در گروه‌های زانو ضربدری (۱۵ نفر) و شاهد (۱۴ نفر)

شاخص	گروه	میانگین \pm انحراف معیار	قیاس بین شیب‌ها	مقدار P
حداکثر تغییر زاویه فلکشن حین راه رفتن در شیب منفی	شاهد	$11/90 \pm 4/72$	شیب منفی، شیب صفر	$0/001^*$
زانوی ضربدری	زانوی ضربدری	$7/12 \pm 5/91$	شیب منفی، شیب مثبت	$0/001^*$
حداکثر تغییر زاویه فلکشن حین راه رفتن در شیب صفر	شاهد	$4/83 \pm 4/23$	شیب صفر، شیب منفی	$0/001^*$
زانوی ضربدری	زانوی ضربدری	$1/18 \pm 4/22$	شیب صفر، شیب مثبت	$0/007^*$
حداکثر تغییر زاویه فلکشن حین راه رفتن در شیب مثبت	شاهد	$7/59 \pm 5/68$	شیب مثبت، شیب منفی	$0/001^*$
زانوی ضربدری	زانوی ضربدری	$2/41 \pm 5/31$	شیب مثبت، شیب صفر	$0/007^*$

* وجود تفاوت معنی‌دار

فلکشن زانو حین برخورد پاشنه و زاویه اکستنشن زانو حین میداستانس به جهت افزایش ارتفاع و جابه‌جایی بدن به سمت بالاتر، افزایش می‌یابد. همچنین، حین راه رفتن در شیب منفی، زاویه فلکشن بیشتر زانو در فاز استانس برای جابه‌جایی بدن به سمت پایین ضروری است.

نتایج پژوهش Rodenbusch و همکاران نشان داد که در شیب مثبت ۱۰ درصد، حداکثر زاویه فلکشن زانو نسب به شیب صفر کمتر بود (۲۷) که با یافته‌های بررسی حاضر مغایرت داشت. دلیل این تفاوت می‌تواند به دلیل آزمودنی‌های متفاوت دو مطالعه باشد. جمعیت مورد هدف تحقیق Rodenbusch و همکاران (۲۷)، کودکان مبتلا به سندرم داون بود. در بیماری مانند بیماران همی‌پارژی، مبتلا به سندرم داون یا افراد با آسیب‌های نخاعی که سیستم مغز و اعصاب آن‌ها آسیب دیده است، تغییر دادن شیب راه رفتن، موجب تغییر در شاخص‌های گام‌برداری این بیماران می‌شود (۲۵). بر اساس یافته‌های پژوهش Thelen و Ulrich، راه رفتن در شیب‌های مختلف شکل‌های جدیدی از رفتار در همکاری میان اجزای متفاوت و زمینه وظایف را پدیدار می‌سازد. زمانی که اختلالاتی که این فعل و انفعالات را تسهیل می‌کند، به فرد تحمیل شود، موجب عملکردی‌تر و کاربردی‌تر شدن مهارت حرکتی می‌گردد (۵۰)، اما در مورد جوانان زانو ضربدری، با توجه به این که سیستم عصبی آن‌ها سالم می‌باشد و سطوح مفصلی آن‌ها دچار تخریب غضروف مفصلی نشده است، راه رفتن بر سطوح بدون شیب الگوی مشابهی با افراد سالم دارد.

مطابق با نتایج مطالعات گذشته، افزایش زاویه فلکشن زانو به هنگام فعالیت ورزشی، نیروهای وارد بر ACL را کاهش می‌دهد. نیروی برشی قدامی، اصلی‌ترین عامل تعیین‌کننده در میزان بار وارد آمده به ACL است (۵۱). زمانی که فلکشن در زانو بیشتر می‌شود، زاویه بین تاندون کشکک و تیبیا افزایش می‌یابد و نیروی حاصل از انقباض کوادریسپس در پروگزیمال تیبیا، نیروی برشی قدامی کمتری تولید می‌کند (۵۲). همچنین، افزایش فلکشن زانو با کاهش نیروی عکس‌العمل خلفی زمین همراه است و به دلیل این که نیروی عکس‌العمل خلفی ارتباط مستقیمی با میزان نیروی برشی قدامی در پروگزیمال تیبیا دارد (۵۳)، می‌توان گفت که افزایش فلکشن زانو، نیروی وارد بر ACL را کاهش خواهد داد. از این‌رو، با توجه به نتایج به دست آمده مبنی بر افزایش زاویه فلکشن حین راه رفتن در شیب منفی، به نظر می‌رسد باید نگاه جدیدی به تمرینات در شیب منفی داشت.

محدودیت‌ها

محدودیت اصلی این پژوهش تجربه و سابقه متفاوت آزمودنی‌ها نسبت به راه رفتن روی تردمیل بود. محدودیت دیگر این پژوهش امکان اثرگذاری نصب نشانگر روی عملکرد آزمودنی‌ها بود. عدم کنترل میزان اضطراب و انگیزه و وضعیت روحی آزمودنی‌ها محدودیت دیگر این پژوهش بود.

پیشنهادها

با توجه به نتایج به دست آمده از آنجا که راه رفتن در شیب منفی منجر به افزایش زاویه واروس زانو می‌شود بنابراین پیشنهاد می‌شود این شیوه راه رفتن به عنوان یک فعالیت جسمانی مناسب در برنامه‌های تمرینی و بازتوانی افراد مبتلا به ناهنجاری زانو ضربدری گنجانده شود.

نتایج مطالعه Han و همکاران نشان داد که زاویه واروس زانو با افزایش شیب در لحظات تماس پاشنه و میداستانس افزایش و در لحظه جدا شدن پنجه کاهش می‌یابد (۴۳) که با نتایج تحقیق حاضر همخوانی نداشت. در تحقیق حاضر، حداکثر واروس در انتهای فاز استانس اتفاق می‌افتاد، اما در تحقیق Han و همکاران در انتهای فاز استانس زاویه زانو به سمت والگوس تغییر جهت می‌داد (۴۳). از دلایل این اختلاف می‌توان به یکسان نبودن سرعت راه رفتن در شیب‌های مختلف و همچنین، عدم استفاده از تردمیل توسط Han و همکاران (۴۳) اشاره کرد. در پژوهش Han و همکاران، آزمودنی‌ها بر روی یک سطح شیب‌دار که سه متر طول داشت، گام‌برداری کردند (۴۳) و طبق مطالعه Banzer و Vogt، پاسخ معمول به افزایش شیب، راه رفتن آرام‌تر و برداشتن قدم‌های کوتاه‌تر است (۴۴)، اما برای به حداقل رساندن تأثیرات سرعت در تحقیق حاضر، سرعت گام‌برداری هر فرد در تمام شیب‌ها یکسان در نظر گرفته شده بود. از دیگر دلایل این اختلاف، می‌توان به استفاده از ابزار اندازه‌گیری متفاوت و همچنین، نرمال نکردن داده‌ها توسط Han و همکاران (۴۳) اشاره کرد. برای به حداقل رسیدن خطای نشانه‌گذاری در پژوهش حاضر، ابتدا به صورت ایستا از افراد فیلم‌برداری شد و سپس تغییرات زاویه‌ای به وجود آمده هنگام راه رفتن، با حالت ایستا مقایسه گردید. از دیگر دلایل وجود این تفاوت شاید بتوان به نمونه آماری متفاوت دو مطالعه اشاره نمود. در پژوهش Han و همکاران که تنها روی افراد سالم انجام شد، تعداد مردان از زنان بیشتر بود (۴۳)، اما در مطالعه حاضر، افراد زانوی ضربدری نیز مد نظر بودند. تفاوت‌های بین دو جنس مانند راستای اسکلتی، قدرت عضلانی و اندازه بدن می‌تواند بر عملکرد آن‌ها تأثیرگذار باشد. به طور کلی، زنان قدم‌های کوتاه‌تر و تندتری نسبت به مردان برمی‌دارند. Chung و Wang بیان کردند که هنگام راه رفتن، تفاوت معنی‌داری بین حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین بین دو جنس وجود دارد؛ به گونه‌ای که گزارش شد زنان در فازهای تماس پاشنه با زمین و جدا شدن پنجه، دارای حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین بالاتر نسبت به مردان هستند (۴۵).

نتایج تحقیقات گذشته نشان داده است که کمی تغییر در زاویه زانو در صفحه فروتنال، باعث تغییر فراوانی در گشتاور زانو می‌شود (۴۶). Shultz و همکاران به این نتیجه رسیدند که ۲ درجه تغییر در والگوس زانو، منجر به افزایش گشتاور والگوس به میزان ۴۰ نانومتر می‌شود (۴۲). از این‌رو، با توجه به یافته‌های پژوهش حاضر مبنی بر افزایش زاویه واروس حین راه رفتن در شیب منفی ۱۰ درصد، این شیوه می‌تواند به عنوان راهی برای توان‌بخشی به ویژه افراد زانو ضربدری مورد توجه قرار بگیرد.

نتایج به دست آمده از مطالعه حاضر در رابطه با زاویه فلکشن، با یافته‌های تحقیقات Astephen و همکاران (۴۷)، فتاحی و همکاران (۴۸) و Lay و همکاران (۴۹) مشابهت داشت. نتایج پژوهش Astephen و همکاران نشان داد که اوج زاویه فلکشن زانو حین راه رفتن در افراد دارای استئوآرتریت شدید، به طور معنی‌داری کمتر از افراد بدون علامت است (۴۷). در مطالعه حاضر نیز مشاهده شد که زاویه فلکشن زانو در افراد زانو ضربدری کمتر از افراد سالم است. در تحقیق Lay و همکاران نیز افزایش زاویه فلکشن زانو در شیب‌های مثبت و منفی مشاهده گردید (۴۹). این مسأله می‌تواند به این دلیل باشد که حین راه رفتن در شیب مثبت زاویه

نتیجه‌گیری

والگوس دینامیک زانو خطر ابتلا به چندین آسیب اندام تحتانی را افزایش می‌دهد. در افراد جوان‌تر، دو آسیب ACL و سندرم درد پاتلوفمورال (Patellofemoral pain syndrome یا PFPS) اغلب به والگوس پویای زانو مرتبط است (۵۴، ۵۵). افزایش زاویه واروس باعث می‌شود که زانو کمتر در وضعیت والگوس دینامیک قرار گیرد از این‌رو، می‌تواند نقش مهمی در توان‌بخشی افراد دارای آسیب ACL و PFPS داشته باشد. بنابراین، با توجه به نتایج به دست آمده در رابطه با زاویه واروس، از آن‌جا که راه رفتن در شیب منفی، زاویه زانو در صفحه فرونتال را به سمت واروس متمایل می‌کند و از طرف دیگر، موجب افزایش زاویه فلکشن و کاهش بار وارد آمده بر ACL می‌شود، این نوع راه رفتن می‌تواند در توان‌بخشی افراد زانو ضربدیری تأثیرگذارتر باشد. این نتایج می‌تواند به مربیان و فیزیوتراپیست‌ها کمک کند تا برنامه‌های آسیب‌پیشگیری و ورزشی را طراحی کنند.

تشکر و قدردانی

پژوهش حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد رشته بیومکانیک ورزشی مصوب دانشگاه شهید باهنر کرمان می‌باشد. بدین وسیله از آقای دکتر عبدالحمید دانشجو که در بحث آسیب‌شناسی و آماری و از آقای ساسان نادری که در نوشتن برنامه Matlab همکاری نمودند، تشکر و قدردانی به عمل می‌آید.

نقش نویسندگان

کتایون گیلانی، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، جذب منابع مالی برای انجام مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، خدمات

منابع مالی

مطالعه حاضر بر اساس تحلیل ثانویه بخشی از اطلاعات مستخرج از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی و کد اخلاق IRCT20200721048165N1 و کد ثبت IR.UK.VETMED.REC.1398.016 می‌باشد که با حمایت مالی دانشگاه شهید باهنر کرمان تنظیم گردید. دانشگاه شهید باهنر کرمان 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.

References

- Greie S, Humpeler E, Gunga HC, Koralewski E, Klingler A, Mittermayr M, et al. Improvement of metabolic syndrome markers through altitude specific hiking vacations. *J Endocrinol Invest* 2006; 29(6): 497-504.
- Blake RL, Ferguson HJ. Walking and hiking injuries. A one year follow-up study. *J Am Podiatr Med Assoc* 1993; 83(9): 499-503.
- Schwameder H. Biomechanische Belastungsanalysen beim Berggehen. Aachen, Germany: Meyer + Meyer Fachverlag; 2004.
- Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Movement Sci* 1991; 10(5): 575-87.
- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res* 1990; 8(3): 383-92.
- Perry J, Slac T, Davids JR. Gait Analysis: Normal and pathological function. *J Pediatr Orthop* 1992; 12(6): 815.
- Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological. Waterloo, ON, Canada: University of Waterloo Press; 1991.
- McIntosh AS, Beatty KT, Dwan LN, Vickers DR. Gait dynamics on an inclined walkway. *J Biomech* 2006; 39(13): 2491-502.
- Perry J, Burnfield J, Burnfield JM. Gait analysis: normal and pathological function. 2nd ed. Thorofare, NJ: Slack; 2010.
- Whittle M. Gait analysis: An introduction. New York, NY: Butterworth-Heinemann; 2007.
- Akhavirad SMB, Mahdi Barzi D, Jashan S, Radmanesh M. Prevalence of foot and knee deformities among high school female students in Tehran district no.5. *Hakim Res J* 2006; 9(2): 18-23. [In Persian].
- Ghandi AR, Hadi HA, Behruzi AR, Holakooie AR. The prevalence of genu-varum in students aged 7-16 in Arak city. *J Arak Uni Med Sci* 2012; 15(4): 63-8. [In Persian].
- Karimi-Mobarake M, Kashefipour A, Yousfnejad Z. The prevalence of genu varum and genu valgum in primary school children in Iran 2003-2004. *J Med Sci* 2005; 5(1): 52-54.
- 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.
- Tetsworth K, Paley D. Malalignment and degenerative arthropathy. *Orthop Clin North Am* 1994; 25(3): 367-77.
- Cerejo R, Dunlop DD, Cahue S, Channin D, Song J, Sharma L. The influence of alignment on risk of knee osteoarthritis

- progression according to baseline stage of disease. *Arthritis Rheum* 2002; 46(10): 2632-6.
17. 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.
 18. Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE. Video analysis of anterior cruciate ligament injury: Abnormalities in hip and ankle kinematics. *Am J Sports Med* 2009; 37(2): 252-9.
 19. Ireland ML. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: Epidemiology. *J Athl Train* 1999; 34(2): 150-4.
 20. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck JR, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: Video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med* 2007; 35(3): 359-67.
 21. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: A systematic video analysis. *Am J Sports Med* 2004; 32(4): 1002-12.
 22. Morley AJ. Knock-knee in children. *Br Med J* 1957; 2(5051): 976-9.
 23. Nguyen AD, Boling MC, Levine B, Shultz SJ. Relationships between lower extremity alignment and the quadriceps angle. *Clin J Sport Med* 2009; 19(3): 201-6.
 24. Mokhtari G, Mahdavejad R, Mokhtari Azar A, Ebadifara M. Determination of normal index of lower extremity alignment (Knee valgus and varus) in normal men and women. *J Res Rehabil Sci* 2013; 9(2): 243-52. [In Persian].
 25. Moreno CC, Mendes LA, Lindquist AR. Effects of treadmill inclination on the gait of individuals with chronic hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil* 2011; 92(10): 1675-80.
 26. Werner C, Lindquist AR, Bardeleben A, Hesse S. The influence of treadmill inclination on the gait of ambulatory hemiparetic subjects. *Neurorehabil Neural Repair* 2007; 21(1): 76-80.
 27. Rodenbusch TL, Ribeiro TS, Simao CR, Britto HM, Tudella E, Lindquist AR. Effects of treadmill inclination on the gait of children with Down syndrome. *Res Dev Disabil* 2013; 34(7): 2185-90.
 28. Munro A, Herrington L, Comfort P. Comparison of landing knee valgus angle between female basketball and football athletes: Possible implications for anterior cruciate ligament and patellofemoral joint injury rates. *Phys Ther Sport* 2012; 13(4): 259-64.
 29. Alexander N, Schwameder H. Lower limb joint forces during walking on the level and slopes at different inclinations. *Gait Posture* 2016; 45: 137-42.
 30. Alexander N, Schwameder H. Effect of sloped walking on lower limb muscle forces. *Gait Posture* 2016; 47: 62-7.
 31. Varma RK, Duffell LD, Nathwani D, McGregor AH. Knee moments of anterior cruciate ligament reconstructed and control participants during normal and inclined walking. *BMJ Open* 2014; 4(6): e004753.
 32. Zeni JA, Richards JG, Higginson JS. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait Posture* 2008; 27(4): 710-4.
 33. Pallant J. *SPSS Survival Manual: A Step-by-step Guide to Data Analysis Using SPSS for Windows (Version 10)*. London, UK: Open University Press; 2001.
 34. Ma Y, Liang Y, Kang X, Shao M, Siemlink L, Zhang Y. Gait Characteristics of children with spastic cerebral palsy during inclined treadmill walking under a virtual reality environment. *Appl Bionics Biomech* 2019; 2019: 8049156.
 35. Haggerty M, Dickin DC, Popp J, Wang H. The influence of incline walking on joint mechanics. *Gait Posture* 2014; 39(4): 1017-21.
 36. Stevens PM, MacWilliams B, Mohr RA. Gait analysis of stapling for genu valgum. *J Pediatr Orthop* 2004; 24(1): 70-4.
 37. Naderi S, Mohammadipour F, Amir Seyfaddini MR. The effects of different walking inclinations on knee angle in the frontal plane of patients with varus malalignment. *Physical Treatments* 2014; 4(3): 139-44. [In Persian].
 38. Naderi S, Mohammadipour F, Amir Seyfaddini MR. Kinematics of lower extremity during forward and backward walking on different gradients. *Physical Treatment* 2017; 7(2): 71-8. [In Persian].
 39. Yang Z, Qu F, Liu H, Jiang L, Cui C, Rietdyk S. The relative contributions of sagittal, frontal, and transverse joint works to self-paced incline and decline slope walking. *Journal of Biomechanics* 2019; 92: 35-44.
 40. Lange GW, Hintermeister RA, Schlegel T, Dillman CJ, Steadman JR. Electromyographic and kinematic analysis of graded treadmill walking and the implications for knee rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther* 1996; 23(5): 294-301.
 41. Shultz SP, D'Hondt E, Fink PW, Lenoir M, Hills AP. The effects of pediatric obesity on dynamic joint malalignment during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2014; 29(7): 835-8.
 42. Espandar R, Mortazavi SM, Baghdadi T. Angular deformities of the lower limb in children. *Asian J Sports Med* 2010; 1(1): 46-53.
 43. Han J, Kwon YH, Park Jw, Koo H, Nam K. Three-Dimensional kinematic analysis during upslope walking with different inclinations by healthy adults. *J Phys Ther Sci* 2009; 21(4): 385-91.
 44. Vogt L, Banzer W. Measurement of lumbar spine kinematics in incline treadmill walking. *Gait Posture* 1999; 9(1): 18-23.
 45. Chung MJ, Wang MJ. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. *Gait Posture* 2010; 31(1): 131-5.
 46. McLean SG, Huang X, van den Bogert AJ. Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: Implications for ACL injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2005; 20(8): 863-70.
 47. Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ. Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *J Orthop Res* 2008; 26(3): 332-41.
 48. Fatahi F, Ghasemi GA, Karimi MT, Beyranvand R. Can eight weeks of stabilization exercise change the amount of knee flexion and anterior shear force? *J Clin Anal Med* 2018; 9(3): 203-8.
 49. Lay AN, Hass CJ, Gregor RJ. The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. *J Biomech* 2006;

- 39(9): 1621-8.
50. Thelen E, Ulrich BD. Hidden skills: A dynamic systems analysis of treadmill stepping during the first year. *Monogr Soc Res Child Dev* 1991; 56(1): 1-98.
 51. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res* 1995; 13(6): 930-5.
 52. Nunley RM, Wright D, Renner JB, Yu B, Garrett WE. Gender comparison of patellar tendon tibial shaft angle with weight bearing. *Res Sports Med* 2003; 11(3): 173-85.
 53. Cerulli G, Benoit DL, Lamontagne M, Caraffa A, Liti A. In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement: Case report. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2003; 11(5): 307-11.
 54. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *Am J Sports Med* 2005; 33(4): 492-501.
 55. Myer GD, Ford KR, Di Stasi SL, Foss KD, Micheli LJ, Hewett TE. High knee abduction moments are common risk factors for patellofemoral pain (PFP) and anterior cruciate ligament (ACL) injury in girls: Is PFP itself a predictor for subsequent ACL injury? *Br J Sports Med* 2015; 49(2): 118-22.

Comparison of Maximum Angles of Knee Varus and Flexion in the Stance Phase of Walking on a Treadmill with Different Inclinations between Female Athletes with Genu Valgum and Healthy Knees

Katayoon Gilani¹, Fariborz Mohammadipour², Mohammadreza Amirseyfaddini²

Original Article

Abstract

Introduction: The use of treadmills and sports equipment is on the rise due to long stay at home because of the progression of Coronavirus Disease (COVID-19), and hence, tendency of individuals to exercise at home. Common movement patterns in non-contact anterior cruciate ligament (ACL) injuries include decreased knee flexion accompanied by increased knee valgus angles. Therefore, the aim of this study is to investigate the maximum angles of knee varus and flexion when walking on positive, negative, and zero treadmill inclinations.

Materials and Methods: 29 subjects within the age range of 18-28 years were selected and divided into two groups of healthy (weight: 58.95 ± 8.58 , height: 163.14 ± 3.95 , intermalleolar distance: 0.46 ± 0.40) and genu valgum (weight: 61.60 ± 5.56 , height: 161.80 ± 5.50 , intermalleolar distance: 6.95 ± 2.51). The parameters of maximum angles of knee varus and flexion when walking on -10, zero, +10% treadmill inclinations were calculated using three-dimensional motion analysis system. The data were processed in Cortex and MATLAB softwares and analyzed using mixed repeated measure at the significant level of $P < 0.050$.

Results: The results of this study showed that the highest values of maximum angles of knee varus and flexion were observed at -10% inclination. In addition, the maximum varus angle did not differ significantly between the positive and zero inclinations, but the maximum flexion angle showed a significant difference between these two inclinations.

Conclusion: Since walking on negative inclinations inclines the knee angle in the frontal plane toward the varus and increases the flexion angle and decreases the load exerted on the ACL, this type of walking can be more effective in rehabilitating people with genu valgum.

Keywords: Gait; Inclined slope; Declined slope; Knee range of motion

Citation: Gilani K, Mohammadipour F, Amirseyfaddini M. Comparison of Maximum Angles of Knee Varus and Flexion in the Stance Phase of Walking on a Treadmill with Different Inclinations between Female Athletes with Genu Valgum and Healthy Knees. J Res Rehabil Sci 2020; 16: 142-50.

Received date: 04.07.2020

Accept date: 16.08.2020

Published: 05.08.2020

1- MSc Student, Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Science, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran

2- Associate Professor, Department of Sport Biomechanics School of Physical Education and Sport Science, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran

Corresponding Author: Fariborz Mohammadipour; Associate Professor, Department of Sport Biomechanics School of Physical Education and Sport Science, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran; Email: mp_fariborz@uk.ac.ir