

مقایسه کارایی تمرین روی تردمیل و سطح زمین بر نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن در افراد مبتلا به زانوی پراتنزی

امیرعلی جعفرنژادگرو^{۱*}، سعیده ناصری^۲

تاریخ دریافت ۱۴۰۰/۰۵/۱۴ تاریخ پذیرش ۱۴۰۱/۱۱/۱۸

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: زانو پراتنزی از شایع‌ترین ناهنجاری‌های مفصل زانو است که در آن کوندیل‌های داخلی استخوان ران از یکدیگر دور می‌شوند. هدف از پژوهش حاضر مقایسه اثر هشت هفته تمرین دویدن بر روی تردمیل و دویدن بر سطح زمین بر متغیرهای نیروهای عکس‌العمل زمین افراد مبتلا به زانوی پراتنزی بود. **مواد و روش کار:** پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. ۴۵ پسر مبتلا به زانوی پراتنزی به صورت نمونه‌گیری تصادفی در سه گروه ۱۵ نفره شامل گروه تمرین بر روی تردمیل (سن: ۲۱/۷۱±۲/۲۸ سال؛ وزن: ۸۳/۳۵±۱/۱۰ کیلوگرم)، گروه تمرین بر روی سطح زمین (سن: ۲۱/۱۴±۲/۳۳ سال؛ وزن: ۸۲/۲۵±۱/۸۴ کیلوگرم) و گروه کنترل (سن: ۲۳/۱۴±۲/۶ سال؛ وزن: ۸۰/۱۵±۱/۵۰ کیلوگرم) قرار گرفتند. تمرینات دویدن هشت هفته در گروه‌های تمرینی با سرعت تقریبی ۳/۲ متر بر ثانیه اجرا شد. نیروهای عکس‌العمل زمین به وسیله دستگاه صفحه نیرو برتک (Bertec Corporation, Columbus, OH) با فرکانس نمونه‌برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز ثبت گردید. متغیرهای اوج دامنه نیروی عکس‌العمل زمین در سه بعد و زمان رسیدن به اوج نیروها جهت تحلیل آماری استفاده شد. جهت تحلیل‌های آماری از نرم‌افزار SPSS V21 و آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری (repeated measure ANOVA) در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. **یافته‌ها:** نتایج پژوهش حاضر در مؤلفه‌های زمان رسیدن به اوج در راستای داخلی-خارجی در فاز تماس پاشنه اختلاف معنی‌داری را بین گروه زمین با دو گروه دیگر نشان داد ($P=۰/۰۰۰$). زمان رسیدن به اوج در راستای قدامی-خلفی طی فازهای تماس پاشنه اختلاف معنی‌داری را بین گروه تردمیل با دو گروه دیگر نشان داد ($P=۰/۰۰۰$). همچنین زمان رسیدن به اوج در راستای عمودی طی فاز هل دادن ($P=۰/۰۰۰$)، اختلاف معنی‌داری را بین گروه زمین با دو گروه دیگر نشان داد. **بحث و نتیجه‌گیری:** با توجه به نتایج به‌دست‌آمده می‌توان بیان نمود که اثرات تمرین بر روی تردمیل در مقایسه با سطح زمین بیشتر بر روی زمان رسیدن به اوج نیروها اثرگذار می‌باشد. به‌طورکلی تمرینات بر روی تردمیل اثرات مثبت بیشتری را در مقایسه با تمرین روی زمین نشان داد. باوجوداین، اثبات بهتر این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر در این زمینه دارد.

کلیدواژه‌ها: زانوی پراتنزی، نیروهای عکس‌العمل زمین، دویدن، تردمیل

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و سوم، شماره هشتم، ص ۵۷۴-۵۶۳، آبان ۱۴۰۱

آدرس مکاتبه: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، تلفن: ۰۴۵۳۱۵۰۵۶۴۹

Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

مقدمه

در اثر ضعف در رباط‌های حمایت‌کننده مفصل زانو ایجاد شود و منجر به کوتاهی در نوار ایلیوتیبیال گردد (۳)، که این امر باعث ایجاد آسیب اندام تحتانی مانند شکستگی فشاری در ساق پا، استیوآرتريت، آسپرین مزمن مچ پا و درد قسمت تحتانی کمر می‌شود (۴). ناهنجاری زانوی پراتنزی می‌تواند خطر آسیب‌پذیری در رباط متقاطع قدامی و خلفی، رباط داخلی زانو و مینیسک داخلی مفصل زانو را افزایش دهد (۵). افزایش شدت زانوی پراتنزی باعث

مفصل زانو به‌عنوان رابط بین قسمت‌های فوقانی و تحتانی نقش بسیار مهمی در حمایت بدن و انتقال وزن بدن ایفا می‌کند. هرگونه تغییر و دفورمیتی در مفصل زانو بر ویژگی‌های بیومکانیکی و عملکرد حرکتی افراد تأثیرگذار است (۱). زانو پراتنزی از شایع‌ترین ناهنجاری‌های مفصل زانو است که در آن کوندیل‌های داخلی استخوان ران از یکدیگر دور می‌شوند (۲). این عارضه ممکن است

^۱ دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران (نویسنده مسئول)

^۲ دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

به‌واسطه‌ی اکستنشن غیرفعال ران و وضعیت خمیده‌تر (flex) تنه در حرکت روی تردمیل نسبت به راه رفتن بر روی زمین به خاطر حفظ وضعیت روبه‌جلوی قامت در برابر حرکت رو به عقب تسمه‌ی تردمیل می‌باشد (۲۵، ۲۶). انتظار می‌رود فعالیت عضلات تنه و اندام تحتانی در حین راه و دویدن بر روی تردمیل متفاوت‌تر از راه رفتن و دویدن بر روی زمین باشد (۲۹-۲۷). همچنین در مطالعه‌ی دیگر اختلاف گشتاور اداکشن زانو نشان داده شد، پایین بودن اوج اول گشتاور اداکشن زانو مربوط به پهنای گام و بالا بودن اوج دوم گشتاور اداکشن زانو مربوط عقب کشیدن تسمه‌ی تردمیل می‌باشد (۳۰). اثرات تمرینات طولانی‌مدت به دلیل سازگاری می‌تواند متفاوت از اثرات آنی باشد. باوجوداین، این موضوع به لحاظ علمی مورد بررسی قرار نگرفته است. باوجوداین تاکنون هیچ مطالعه‌ی به بررسی اثرات تمرین طولانی‌مدت روی تردمیل در مقایسه با سطح زمین بر روی متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین در افراد مبتلا به زانوی پرانتری نپرداخته است. از این‌رو هدف از پژوهش حاضر مقایسه هشت هفته تمرین دویدن بر روی تردمیل و دویدن بر سطح زمین بر متغیرهای نیروهای عکس‌العمل زمین افراد مبتلا به زانوی پرانتری می‌باشد.

مواد و روش کار

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی با کد کارآزمایی بالینی (IRCT20211243042082N1) می‌باشد. جامعه آماری پژوهش حاضر از افراد مبتلا به زانوی پرانتری شهرستان اردبیل بودند. نرم‌افزار G*power نشان داد که برای اندازه اثر برابر ۰/۷، سطح معناداری برابر ۰/۰۵ و توان آماری برابر ۰/۸ هنگام استفاده از آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری با طرح تعاملی درون و بین گروهی تعداد حداقل ۱۰ نمونه در هر گروه مورد نظر می‌باشد. ۴۵ پسر مبتلا به زانوی پرانتری به‌صورت نمونه‌گیری تصادفی در سه گروه ۱۵ نفر تمرین بر روی تردمیل طبق جدول ۱ (۲۸/۷۱±۲۱/۷۱ سال؛ وزن: ۱/۱۰±۸۳/۳۵ کیلوگرم)، تمرین بر روی سطح زمین طبق جدول ۱ (۳۳/۱۴±۲۱/۲ سال؛ وزن: ۱/۸۴±۸۲/۲۵ کیلوگرم) و گروه کنترل (۹۶/۲۳±۲۳/۲ سال؛ ۱/۵۰±۸۰/۱۵ کیلوگرم) قرار گرفتند (جدول ۲).

جهت بررسی میزان پرانتری بودن زانو از روش s فاصله بین دو کندیل داخلی زانو به‌وسیله کولیس استفاده شد. برای این کار از آزمودنی خواسته شد تا بر روی کمر دراز کشیده و پاها را به‌صورت آزاد در کنار هم قرار دهد و در این حالت فاصله‌ی بین دو کندیل داخلی ران‌ها با استفاده از کولیس ساده اینسایز ساخت کشور چین با گستره اندازه‌گیری ۰-۲۰۰ میلی‌متر و دقت ۰/۰۲ میلی‌متر اندازه‌گیری شد. شرایط ورود به پژوهش به این صورت بود: ۱- فاصله‌ی اپی کندیل‌های داخلی زانو ۲ تا ۵ سانتی‌متر، ۲- عدم سابقه

افزایش چرخش داخلی مچ پا و استخوان درشت‌نی در طول فاز اتکا می‌شود (۶). همچنین باعث افزایش گشتاور پرونیوتوری در مفصل ساب‌تالار هنگام تماس پا با زمین و کاهش گشتاور چرخش خارجی در فعالیت‌هایی مانند راه رفتن و دویدن می‌شود (۷). به‌طور خاص، احتمال آرتروز کمپارتمان داخلی زانو حدود ۱۰ برابر بالاتر از بخش خارجی است (۸). انحراف مکانیکی ناشی از زانوی پرانتری می‌تواند باعث برخی تغییرات در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین حین فعالیت‌های روزمره شود (۹). به‌صورتی که میزان نیروی عکس‌العمل زمین در این بخش حدود ۳/۵ برابر قسمت خارجی گزارش شده است (۱۰). همچنین این عارضه نیروی عکس‌العمل زمین و گشتاور نزدیک‌کننده بیشتری را در صفحه فرونتال بر مفصل زانو در مرحله استقرار راه رفتن تحمیل می‌کند (۱۴-۱۱) که این افزایش گشتاور باعث تخریب به‌افت‌های داخلی مفصل زانو و استئوآرتریت زانو و ران می‌شود (۱۵). ناهنجاری زانوی پرانتری با انحراف نیروی عکس‌العمل زمین و جابه‌جایی مسیر نیروها به سمت بخش داخلی زانو، سبب اعمال میزان بار بیشتر به ساختار داخلی زانو می‌گردد. بنابراین، درمان و اصلاح این عارضه می‌تواند درد و آسیب اندام تحتانی حین فعالیت را کاهش دهد (۱۶). بیان شده است که افراد دارای عارضه زانوی پرانتری دارای نرخ بارگذاری بالاتری در مقایسه با هم‌تایان سالم در هر دو پای برتر (حدود ۵۵٪) و غیربرتر (حدود ۳۶٪) هستند (۱۷). همچنین مقادیر گشتاور آزاد گروه دارای زانوی پرانتری در مقایسه با گروه سالم اختلاف معناداری را دارا می‌باشد (۱۷). بنابراین یافتن روشی که بتوان به‌وسیله آن بتوان از آسیب‌های ثانویه ناهنجاری زانوی پرانتری جلوگیری کرد از اهمیت بالایی برخوردار است.

نتایج تحقیقات نشان داد راه رفتن پاتولوژیک با محدود کردن میزان بار اندام‌ها می‌تواند اوج نیروی عکس‌العمل زمین را کاهش دهد (۱۸). اغلب مطالعات نشان داده‌اند که تغییرات در پارامترهای بیومکانیکی و همچنین فعالیت عضلات در نتیجه تمرین در افراد سالم رخ می‌دهد (۱، ۱۹، ۲۰). درمان عارضه زانوی پرانتری احتمالاً در فهم بیشتر در مورد چگونگی بهبود عوامل خطرزای بیومکانیک مرتبط با آسیب زانو کمک می‌کند (۲۱). بسامد گام‌ها در راه رفتن بر روی تردمیل در مقایسه با سطح زمین زیاد می‌شود به دلیل اینکه طول گام (استپ و استرید) کاهش می‌یابد (۲۲، ۲۳). همچنین دامنه‌ی حرکتی و حداکثر زاویه‌ی فلکشن مفصل لگن و ضرب‌آهنگ حرکت در حین راه رفتن بر روی تردمیل بیشتر از راه رفتن روی زمین است و زمان فاز اتکا (stance) کوتاه‌تر است. همچنین نشان داده شده در حرکت روی تردمیل فلکشن مفصل لگن در فاز نوسان (swing) و فلکشن زانو در فاز اتکا بیشتر است (۲۴). با توجه به تفاوت‌های موجود در بیومکانیک راه رفتن بر روی تردمیل

گروه تمرین بر روی تردمیل پس از توجیه آزمودنی‌ها توسط فیزیولوژیست و مربی ورزشی (چگونگی استفاده از تردمیل، کفش مناسب دویدن بر روی تردمیل، نحوه توقف دستگاه با استفاده از کلید توقف و ...) مشغول دویدن بر روی تردمیل شدند. ضربان قلب آزمودنی‌ها توسط ضربان‌سنج پولار ساخت کشور فنلاند (PolarElectro, Finlad) استفاده شد. آزمودنی‌ها قبل از دویدن گرم کردن را با اجرای حرکات کششی و تحرکی انجام دادند. پس از اتمام هر جلسه تمرین سرد کردن به مدت ۵ دقیقه توسط آزمودنی‌ها انجام شد. گروه دویدن بر روس زمین نیز مانند گروه تمرین بر روی تردمیل تمرینات را انجام دادند (جدول ۱). در مدت‌زمان حضور آزمودنی‌ها در تمرینات، آن‌ها در هیچ فعالیت بدنی دیگری شرکت نکردند. گروه کنترل افراد با زانوی پرنانتری بودند که طی مدت ۸ هفته هیچگونه برنامه تمرینی منظمی را نداشتند.

از صفحه نیروی برتک (Bertec Corporation, Columbus,) OH) جهت ثبت داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد. نرخ نمونه‌برداری در دستگاه صفحه‌نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز قرار داده شد (۳۲). جهت فیلتر نمودن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین از فیلتر باترورث با برش فرکانسی ۲۰ هرتز استفاده شد (۳۲). نیروهای عکس‌العمل زمین طی محورهای عمودی (Z)، قدامی-خلفی (Y) و داخلی-خارجی (X) ثبت گردیدند. محور Z در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین برای فازهای پاسخ بارگذاری (FzHC) و هل دادن (FzPO) گزارش شد. نیروهای عکس‌العمل زمین در محور Y برای فازهای تماس پاشنه (FyHC) و (FyPO) و در محور X برای فازهای تماس پاشنه (FxHC) و فاز هل دادن (FxPO) نیز گزارش شد. در نمودار قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین، علامت منفی نشان‌دهنده نیرو در جهت خلفی و علامت مثبت نشان‌دهنده نیرو در جهت قدامی است. در نمودار داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین، علامت منفی نشان‌دهنده نیرو در جهت داخل و علامت مثبت نشان‌دهنده نیرو در جهت خارج می‌باشد. نیرو در راستای عمودی در تمامی نقاط مثبت بود. جهت نرمال نمودن دامنه نیروها، این مقادیر بر وزن بدن تقسیم و در عدد ۱۰۰ صرب شدند.

جهت بررسی نرمال بودن داده‌ها و امکان استفاده از آزمون‌های پارمتریک از آزمون شاپیروویلیک استفاده شد. جهت گزارش آمار توصیفی از میانگین و انحراف استاندارد استفاده شد. در بخش آمار استنباطی از آزمون آماری آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری (Repeated measure ANOVA) استفاده شد. آزمون بونفرونی به‌عنوان تست تعقیبی استفاده شد. از محیط نرم‌افزار spss v21 و سطح معنی‌داری برابر $p < 0.05$ استفاده شد.

گزارش درد در ۳ ماه گذشته، ۳- عدم سابقه جراحی اندام تحتانی، ۴- عدم سابقه‌ی شکستگی اندام تحتانی، ۵- نداشتن مشکلات عصبی-عضلانی و ۶- دامنه سنی ۱۸ تا ۳۵ سال. شرایط خروج پژوهش نیز به این شکل بود: ۱- مشکلات عصبی عضلانی، ۲- سابقه‌ی جراحی در اندام تحتانی و تنه، ۳- نداشتن تمایل فرد به ادامه همکاری در هر قسمت از اجرای پژوهش و ۴- بروز هرگونه مشکل اسکلتی عضلانی حین انجام پژوهش (۱۷). به علت حذف اثرات فیزیولوژیکی ناشی از فعالیت فیزیکی سنگین و خستگی بر نتایج پژوهش آزمودنی‌ها از فعالیت سنگین دوروز قبل از آزمون منع شدند. پای برتر همه‌ی آزمودنی‌ها توسط آزمون شوت زدن توپ فوتبال سمت راست شناسایی شد (۱۶). ضمناً در تمامی مراحل، اخلاق پژوهشی رعایت گردید و از شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه شرکت در پژوهش اخذ شد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود (۳۱). همچنین این مطالعه دارای کد اخلاق به شماره (IR.SSRC.REC.1400.068) از دانشگاه علوم پزشکی اردبیل بود.

پژوهش حاضر در دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون برگزار شد. آزمودنی‌ها در کوشش دویدن را در مسیر ۱۰ متری آزمایشگاه انجام دادند. هر مرحله با سه کوشش صحیح ثبت شد و کوشش‌های صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه صفحه نیرو بود. اگر صفحه نیرو توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف قرار نمی‌گرفت یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می‌شد کوشش دویدن تکرار می‌شد. سرعت دویدن به‌صورت خودانتخابی بود. آزمودنی‌ها در ابتدای هر دو مرحله آزمون به مدت ۱۰ دقیقه مشغول گرم کردن به‌صورت حرکات کششی و جهشی شدند. پس از اتمام آزمون حرکات سرد کردن توسط آزمودنی‌ها انجام شد. پس از انجام مرحله پیش‌آزمون، گروه‌های تمرین جهت انجام تمرینات دویدن بر روی تردمیل و سطح زمین به مدت ۸ هفته و در هفته ۳ جلسه تمرین طبق برنامه‌ی تمرینی جدول ۱ شدند.

جدول (۱): برنامه تمرینی دویدن دو گروه تردمیل و زمین

دویدن با سرعت ۳٫۲ متر بر ثانیه	
۱۵ دقیقه	هفته‌ی اول
۲۶ دقیقه	هفته‌ی دوم
۳۵ دقیقه	هفته‌ی سوم
۳۰ دقیقه	هفته‌ی چهارم
۴۰ دقیقه	هفته‌ی پنجم
۴۵ دقیقه	هفته‌ی ششم
۵۰ دقیقه	هفته‌ی هفتم
۱۵ دقیقه	هفته‌ی هشتم

یافته‌ها

گروه کنترل، تمرین با تردمیل و تمرین بر سطح زمین در جدول (۲) ارائه شده است.

اطلاعات توصیفی مربوط به ویژگی‌های فردی شرکت‌کنندگان که شامل سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی آن‌ها می‌باشد در هر سه

جدول (۲): شاخص‌های آماری سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی (۱۵ نفر در هر گروه)

مشخصات	کنترل	تمرین تردمیل	تمرین روی سطح	سطح معنی‌داری (sig)
سن (سال)	۲۳/۱۴ ± ۲/۹۶	۲۱/۷۱ ± ۲/۲۸	۲۱/۱۴ ± ۲/۳۳	۰/۳۴۳
قد (متر)	۱/۸۲ ± ۰/۰۶	۱/۷۶ ± ۰/۰۶	۱/۷۸ ± ۰/۰۵	۰/۷۱۷
وزن (کیلوگرم)	۸۰/۱۵ ± ۱/۵۰	۸۳/۳۵ ± ۱/۱۰	۸۲/۲۵ ± ۱/۸۴	۰/۳۸۸
شاخص توده بدنی (کیلوگرم/مترمربع)	۲۶/۳۰ ± ۱/۶۸	۲۶/۱۴ ± ۳/۳۳	۲۵/۵۴ ± ۲/۱۲	۰/۲۰۵

سطح معنی‌داری $P < 0.05$

نیروهای عکس‌العمل زمین اختلاف معنی‌داری را در مقایسه پیش‌آزمون و پس‌آزمون نشان داد ($P > 0.05$). نتایج نشان داد اثر عامل گروه اختلاف معنی‌داری را در متغیرهای دامنه نیروهای عکس‌العمل زمین ندارد ($P > 0.05$).

جدول ۳ میانگین و انحراف استاندارد نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستای داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون در سه گروه کنترل، تمرین روی تردمیل و تمرین بر سطح زمین نشان می‌دهد. اثر عامل زمان بر متغیرهای

جدول (۳): میانگین و انحراف استاندارد نیروهای عکس‌العمل زمین (درصدی از وزن بدن) در سه راستای داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون سه گروه کنترل، تمرین روی تردمیل و تمرین روی زمین (۱۵ نفر در هر گروه)

متغیر	کنترل		تردمیل		زمین		اثر عامل گروه و زمان	اثر عامل گروه	اثر عامل زمان
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون			
عمودی نیروی عکس‌العمل زمین (Fz1)	۱۱۰/۹۹ ± ۵/۰۱	۱۱۳/۸۳ ± ۴/۰۲	۱۱۳/۱۶ ± ۵/۶۷	۱۱۳/۷۰ ± ۳/۱۷	۱۱۱/۷۷ ± ۵/۵۴	۱۱۳/۲۹ ± ۳/۲۸	۰/۵۳۷	۰/۱۴۴	۰/۶۹۳
	۸۲/۹۷ ± ۲/۵۱	۸۲/۰۴ ± ۷/۳۳	۸۱/۸۷ ± ۳/۸۷	۸۲/۳۹ ± ۵/۴۶	۸۳/۲۲ ± ۳/۸۵	۸۳/۰۷ ± ۵/۴۱	۰/۷۳۸	۰/۸۵۷	۰/۸۴۹
	۱۰۷/۲۷ ± ۶/۰۰	۱۰۵/۵۳ ± ۳/۹۳	۱۰۵/۱۶ ± ۳/۳۲	۱۰۶/۳۵ ± ۶/۱۵	۱۰۵/۹۵ ± ۲/۹۴	۱۰۵/۵۳ ± ۴/۶۰	۰/۸۸۶	۰/۶۰۳	۱/۸۳۹

عکس‌العمل نیروی خاکی زمین (Fy1)	عکس‌العمل نیروی قائم زمین (Fy2)	عکس‌العمل نیروی خارجی زمین (Fx1)	نیروی داخلی عکس‌العمل زمین (Fxmcd)	نیروی داخلی عکس‌العمل زمین (Fxm2)
۰/۶۲۹	۰/۱۷۱	۰/۹۷۵	-۲۶/۶۲±۵/۸۵	۰/۹۲۷
-۲۸/۲۱±۴/۵۵	۳۳/۹۹±۳/۵۷	۱۰/۰۸±۲/۷۸	-۷/۵۹±۲/۶۶	-۰/۴۰±۵/۴۲
-۲۶/۸۷±۶/۹۶	۳۵/۲۵±۴/۱۲	۹/۲۹±۲/۹۵	-۸/۸۰±۴/۷۱	۰/۶۶±۵/۸۱
-۲۷/۴۹±۴/۹۴	۳۴/۳۲±۴/۱۱	۱۰/۰۴±۳/۲۱	-۷/۴۱±۲/۹۹	-۱/۲۸±۶/۵۱
-۲۸/۰۴±۳/۵۹	۳۵/۲۴±۵/۴۶	۹/۲۴±۲/۷۶	-۸/۸۳±۴/۰۵	-۰/۷۸±۶/۰۶
-۲۷/۰۳±۶/۱۹	۳۴/۰۳±۵/۱۲	۹/۶۲±۲/۶۰	-۶/۹۹±۲/۷۰	-۲/۵۸±۵/۶۱

سطح معنی‌داری $P < 0/05$

در راستا عمودی طی فاز تماس پاشنه ($P=0/015$)، میانه استقرار ($P=0/042$) و فاز هل دادن ($P=0/000$)، زمان رسیدن به اوج در راستای قدامی-خلفی طی فاز تماس پاشنه ($P=0/001$) و فاز جدا شدن پاشنه ($P=0/001$) و زمان رسیدن به اوج در راستای داخلی - خارجی طی فاز تماس پاشنه ($P=0/000$) و فاز میانه استقرار ($P=0/000$) اختلاف معنی‌داری را بین سه گروه نشان داد. زمان رسیدن به اوج در راستا عمودی طی فاز تماس پاشنه در گروه تردمیل نسبت به گروه زمین بیشتر بود. به‌طوریکه مقادیر مؤلفه زمان رسیدن به اوج در راستای داخلی-خارجی در فاز تماس پاشنه در گروه زمین نسبت به دو گروه دیگر کمتر بود. علاوه‌بر این اثر

جدول ۴ میانگین و انحراف استاندارد زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستای داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی را در سه گروه کنترل، تمرین روی تردمیل و تمرین بر سطح زمین نشان می‌دهد. نتایج نشان داد اثر عامل زمان بر متغیرهای زمان رسیدن به اوج در راستای عمودی طی فاز هل دادن ($P=0/000$)، زمان رسیدن به اوج در راستای قدامی-خلفی در دو فاز تماس پاشنه ($P=0/001$) و هل دادن ($P=0/010$) و زمان رسیدن به اوج در راستای داخلی-خارجی طی فازهای تماس پاشنه ($P=0/011$) و فاز میانه استقرار ($P=0/008$) اختلاف معنی‌داری را دارا می‌باشد. همچنین اثر عامل گروه بر متغیر زمان رسیدن به اوج

متقابل زمان در گروه متغیرهای زمان رسیدن به اوج در راستای عمودی طی فاز تماس و فاز جدا شدن پاشنه و فاز جدا شدن پاشنه و فاز رسیدن به اوج در راستای خلفی طی فاز تماس پاشنه و جدا شدن پاشنه و زمان رسیدن به اوج در راستای داخلی-خارجی طی فاز تماس پاشنه و فاز جدا شدن پاشنه اختلاف معنی‌داری را در مقایسه پس‌آزمون با پیش‌آزمون سه گروه نشان داد ($P < 0.05$).

جدول (۴): میانگین وانحراف استاندارد زمان رسیدن به اوج (میلی‌ثانیه) نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستای قدامی-خلفی، داخلی-خارجی و عمودی طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون سه گروه کنترل، تمرین روی تردمیل و تمرین روی زمین (۱۵ نفر در هر گروه)

متغیر	کنترل	تردمیل		زمین		اثر عامل گروه و زمان	اثر عامل گروه	اثر عامل زمان	اثر عامل
		پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون				
عمودی نیروی عکس‌العمل زمین (Fz1)	۱۹/۲۶±۱/۶۶	۱۷/۰۰±۰/۰۰	۱۸/۰۰±۰/۰۰	۲۰/۰۰±۰/۰۰	۱۷/۴۶±۳/۶۶	۱۸/۰۰±۰/۰۰	×۰/۰۱۵	۰/۷۹۹	×۰/۰۰۰
نیروی عکس‌العمل زمین طی میانه استنتر (Fzmed)	۳۶/۶±۳/۱۰	۳۴/۰۰±۰/۰۰	۳۴/۰۰±۰/۰۰	۳۴/۰۰±۰/۰۰	۳۳/۷۳±۵/۷۱	۳۴/۰۰±۰/۰۰	×۰/۰۴۲	۰/۰۸۱	۰/۲۵۲
اوج ثانویه نیروی عکس‌العمل زمین (Fz2)	۱۷/۳۱±۳/۲۸	۵۲/۰۰±۰/۰۰	۶۲/۰۰±۰/۰۰	۵۸/۰۰±۰/۰۰	۵۷/۴۰±۴/۲۸	۵۰/۰۰±۰/۰۰	×۰/۰۰۰	×۰/۰۰۰	×۰/۰۱۹
نیروی عکس‌العمل زمین خلفی (Fy1)	۱۴/۴±۲/۰۵	۱۴/۰۰±۰/۰۰	۱۴/۰۰±۰/۰۰	۱۸/۰۰±۰/۰۰	۱۳/۷۸±۲/۰۶	۱۳/۰۰±۰/۰۰	×۰/۰۰۰	×۰/۰۰۱	×۰/۰۰۰
نیروی عکس‌العمل زمین قدامی (Fy2)	۶۴/۳۳±۳/۲۲	۵۹/۰۰±۰/۰۰	۶۸/۰۰±۰/۰۰	۶۴/۰۰±۰/۰۰	۶۴/۴۶±۴/۰۱	۵۷/۰۰±۰/۰۰	×۰/۰۰۰	×۰/۰۱۰	×۰/۰۰۰

خارجی عکس‌العمل زمین (Fx1) نیروی	خارجی عکس‌العمل زمین نیروی	داخلی عکس‌العمل زمین نیروی سطح میانه استوار (Fxmcd)	داخلی عکس‌العمل نیروی فاز هل دادن (Fx2) زمین
۴/۹۳±۰/۸۸	۶/۰۰±۰/۰۰	۵/۰۰±۰/۰۰	۶/۰۰±۰/۰۰
۲/۰۰±۰/۰۰	۵/۰۶±۱/۱۶	۳۳/۰۰±۰/۰۰	۶۲/۳۳±۹/۸۶
×۰/۰۰۰	×۰/۰۱۱	×۰/۰۰۰	×۰/۰۴۴
×۰/۰۰۰	×۰/۰۰۰	×۰/۰۰۰	×۰/۰۰۰
۲۷/۵۳±۱۰/۲۸	۲۹/۳۳±۹/۰۵	۱۳/۰۰±۰/۰۰	۶۳/۵۳±۸/۹۴
۶۰/۰۰±۰/۰۰	۱۴/۰۰±۰/۰۰	۱۵/۰۰±۰/۰۰	۵۷/۰۰±۰/۰۰
۰/۳۳۱	۰/۳۳۱	۰/۳۳۱	۰/۳۳۱

سطح معنی‌داری $P < 0.05$

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از پژوهش حاضر مقایسه هشت هفته تمرین دویدن بر روی تردمیل و دویدن بر سطح زمین بر متغیرهای نیروهای عکس‌العمل زمین افراد مبتلا به زانوی پرانتری بود. با توجه به نتایج به دست آمده می‌توان بیان نمود که اثرات تمرین بر روی تردمیل در مقایسه با سطح زمین بیشتر بر روی زمان رسیدن بر اوج نیروها اثرگذار تا ما مقادیر اوج نیروها. به‌طور کلی تمرینات بر روی سطح زمین اثرات مثبت بیشتری را در مقایسه با تردمیل نشان داد. نتایج پژوهش حاضر در مؤلفه‌های زمان رسیدن به اوج در راستای داخلی-خارجی در فاز تماس پاشنه اختلاف معنی‌داری را بین گروه زمین با دو گروه دیگر نشان داد در حالی‌که مقادیر دامنه نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی تحت تأثیر تمرین بر روی تردمیل و زمین قرار نگرفت. به‌طوریکه مقادیر مؤلفه زمان رسیدن به اوج در راستای داخلی-خارجی در فاز تماس پاشنه در گروه زمین نسبت به دو گروه دیگر کمتر بود. طبق مطالعات گذشته افراد دارای زانوی پرانتری و ضربدری دچار سستی رباط‌های جانبی هستند که این ضعف منجر به عدم مقاومت در برابر گشتاور زاویه‌ای زانو می‌شود (۳۳). کودکان پسر دارای عارضه زانوی پرانتری مقادیر نیروی عکس‌العمل زمین بزرگتری را در راستای خارجی در پای برتر و همچنین نیروی عکس‌العمل بالاتری را در هر دو راستای

خارجی و داخلی در پای غیر برتر در مقایسه با همسالان سالم داشتند (۱۷). در راه رفتن عادی بار مکانیکی که از طریق کمپارتمان داخلی تقریباً ۲۵ برابر بیشتر از طریق کمپارتمان خارجی منتقل می‌شود، همچنین بار مکانیکی وارده برای گروهی از افراد با ناهنجاری متوسط زانوی پرانتری ۹ درجه نسبت به افراد سالم، ۳/۳ برابر بیشتر است (۳۴). به دلیل انحراف محور مکانیکی اندام تحتانی می‌تواند تغییراتی را در مسیر اعمال نیروها بر بدن و نحوه عملکرد اندام تحتانی ایجاد کند و افراد مبتلا به‌ویژه در فعالیت‌های تکراری مانند راه رفتن و دویدن بیش از پیش در معرض آسیب‌های اندام تحتانی قرار دهد. عضله کشنده پهن نیام، که ضعف این عضله باعث ایجاد زانوی پرانتری شده و نیروی کار را به مجموعه عضلات چهارسر ران انتقال می‌دهد (۳۵). نشان داده شده است که در طی راه رفتن در سرعت‌های مختلف عضلات دورکننده ران و پلنتار فلیکسورها، سهم بیشتری نسبت به نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای داخلی خارجی نسبت به مشارکت پویایی منفعل دارند (۳۶). در پژوهش حاضر دامنه نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای داخلی خارجی تحت تأثیر تمرین بر روی تردمیل و زمین قرار نگرفت. همچنین در یک مطالعه نشان داده است که زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در کودکان دارای زانوی پرانتری نسبت به همسالان خود در اغلب مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین

پژوهش حاضر نیز نشان داد زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در گروه تمرین بر روی تردمیل نسبت به سایر گروه‌ها افزایش معنی‌داری را در راستای عمودی داشته و این امر باعث بهبود جذب بار در اندام تحتانی شده است.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به عدم ثبت متغیرهای کینماتیکی اشاره نمود. از طرف دیگر در پژوهش حاضر مدت تمرین تنها ۸ هفته بود که دوره‌های طولانی‌تر تمرین می‌تواند احتمالاً نتایج متفاوتی را داشته باشد. از طرف دیگر ثبت مقادیر زاویه Q بعد از دوره تمرینی می‌تواند نتایج بهتری را جهت تفسیر داده‌ها داشته باشد که این مورد در پژوهش حاضر ثبت نشده است.

با توجه به نتایج به دست آمده می‌توان بیان نمود که اثرات تمرین بر روی تردمیل در مقایسه با سطح زمین بیشتر بر روی زمان رسیدن بر اوج نیروها اثرگذار تا ما مقادیر اوج نیروها، به‌طور کلی تمرینات بر روی سطح زمین اثرات مثبت بیشتری را در مقایسه با تردمیل نشان داد. باوجوداین، اثبات بهتر این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر در این زمینه دارد.

تشکر و قدردانی

از تمامی شرکت کنندگان در پژوهش حاضر کمال تشکر را داریم.

پژوهش حاضر دارای کد کارآزمایی بالینی به شماره (IRCT20211223042082N1) بود. این پژوهش دانشگاه محقق اردبیلی اجرا شد.

تأمین مالی پژوهش حاضر از طرف دانشگاه محقق اردبیلی جهت اجرای پایان‌نامه خانم سعیده ناصری به شماره ثبت (۱۴۴۵۱۵۴) بود.

References:

1. Van Caekenbergh I, Segers V, Aerts P, Willems P, De Clercq D. Joint kinematics and kinetics of overground accelerated running versus running on an accelerated treadmill. *J R Soc Interface* 2013;10(84):20130222. doi.org/10.1098/rsif.2013.0222
2. Nigg BM, De Boer RW, Fisher V. A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc* 1995;27(1):98-105.

کاهش داشته است (۱۷). نتایج پژوهش حاضر نشان داد زمان رسیدن به اوج نیروها در راستای داخلی-خارجی گروه‌های تمرینی روی زمین کاهش معنی‌داری را داشته است اما همین مؤلفه در گروه تمرین روی تردمیل افزایش معنی‌داری را نشان داد. افزایش زمان رسیدن به اوج یک شاخص برای افزایش جذب بار در ران راستا می‌باشد. نتایج پژوهش حاضر در مؤلفه‌های زمان رسیدن به اوج در راستای داخلی-خارجی در فاز تماس پاشنه اختلاف معنی‌داری را بین گروه زمین با دو گروه دیگر نشان داد. با توجه به اینکه عضله کشنده پهن نیام به‌عنوان عضله دور کننده ران در افراد مبتلا به زانوی پراتنزی دچار ضعف می‌شود، احتمالاً تمرین بر روی تردمیل با بهبود در فعالیت و وضعیت این عضله برای افراد مبتلا به زانوی پراتنزی شده است.

زمان رسیدن به اوج در راستای قدامی-خلفی طی فازهای تماس پاشنه اختلاف معنی‌داری را بین گروه تردمیل با دو گروه دیگر نشان داد. همچنین زمان رسیدن به اوج در راستای عمودی طی فاز هل دادن، اختلاف معنی‌داری را بین گروه زمین با دو گروه دیگر نشان داد. زمان رسیدن به اوج در راستای عمودی طی فاز تماس پاشنه در گروه تردمیل نسبت به گروه زمین بیشتر بود. در مطالعات اخیر پژوهش‌گران به بررسی و مطالعه روش‌های مختلف جهت کاهش ایجاد آسیب‌های ثانویه و پیشگیری از بروز اختلال در حرکت افراد مبتلا به زانوی پراتنزی پرداخته‌اند. جعفرنژادگرو و همکاران (۳۷) طی مطالعه‌ای بالینی به بررسی تأثیر تمرینات اصلاحی با استفاده از باندهای کشی روی پسران مبتلا به زانوی پراتنزی پرداختند. آن‌ها پسران نوجوان را مورد مطالعه قرار دادند و تمرینات اصلاحی را به‌عنوان یک روش مؤثر جهت بهبود مؤلفه‌های پیش‌گیری از آسیب و بهبود عملکرد معرفی کردند. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که تمرینات اصلاحی مورد استفاده در پژوهش‌شان در بهبود اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین، ضربه و گشتاور آزاد مؤثر بود.

3. Noble CA. Iliotibial band friction syndrome in runners. *Am J Sports Med* 1980;8(4):232-4. doi.org/10.1177/036354658000800403
4. Chuckpaiwong B, Cook C, Pietrobon R, Nunley JA. Second metatarsal stress fracture in sport: comparative risk factors between proximal and non-proximal locations. *Br J Sports Med* 2007;41(8):510-4. doi.org/10.1136/bjsm.2006.033571
5. Marks R, Kumar S, Semple J, Percy JS. Quadriceps femoris activation in healthy women with genu

- varum and women with osteoarthritis and genu varum. *J Electromyogr Kinesiol* 1994;4(3):153-60. doi.org/10.1016/1050-6411(94)90016-7
6. Stief F, Böhm 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. doi.org/10.1016/j.knee.2014.03.004
 7. Van Gheluwe B, Kirby KA, Hagman F. Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait. *J Am Podiatr Med Assoc* 2005;95(6):531-41. doi.org/10.7547/0950531
 8. Neely FG. Intrinsic risk factors for exercise-related lower limb injuries. *Sport Med*. 1998;26(4):253-63. doi.org/10.2165/00007256-199826040-00004
 9. Goldberg EJ, Neptune RR. Compensatory strategies during normal walking in response to muscle weakness and increased hip joint stiffness. *Gait Posture* 2007;25(3):360-7. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.009
 10. Howell SM, Papadopoulos S, Kuznik K, Ghaly LR, Hull ML. Does varus alignment adversely affect implant survival and function six years after kinematically aligned total knee arthroplasty? *Int Orthop* 2015;39(11):2117-24. doi.org/10.1007/s00264-015-2743-5
 11. Jenkins J, Ellis C, editors. Using ground reaction forces from gait analysis: Body mass as a weak biometric. *International conference on pervasive computing; 2007*: Springer. doi.org/10.1007/978-3-540-72037-9_15
 12. Riskowski JL, Mikesky A, Bahamonde RE, Alvey III T, Burr DB. Proprioception, gait kinematics, and rate of loading during walking: are they related? *Musculoskelet Neuronal Interact* 2005;5(4):379-87.
 13. Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, Jenkyn TR. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. *J Biomech* 2006;39(12):2213-20. doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.07.002
 14. Stief F, Böhm H, Schwirtz A, Dussa CU, Döderlein L. Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. *Gait Posture* 2011;33(3):490-5. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.01.001
 15. Elliott AL, Kraus VB, Luta G, Stabler T, Renner JB, Woodard J, et al. Serum hyaluronan levels and radiographic knee and hip osteoarthritis in African Americans and Caucasians in the Johnston County Osteoarthritis Project. *Arthritis Rheum* 2005a;52(1):105-11. doi.org/10.1002/art.20724
 16. Tsakoniti AE, Stoupis CA, Athanasopoulos SI. Quadriceps cross-sectional area changes in young healthy men with different magnitude of Q angle. *J Appl Physiol* 2008;105(3):800-4. doi.org/10.1152/jappphysiol.00961.2007
 17. Jafarnejadgero AA, Shad MM, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus: A cross sectional study. *PLoS One* 2017;12(9):e0185057.
 18. Ramsey DK, Snyder-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 Care Res* 2007;57(3):389-97. doi.org/10.1002/art.22608
 19. Van Caekenberghe I, Segers V, Willems P, Gosseye T, Aerts P, De Clercq D. Mechanics of overground accelerated running vs. running on an accelerated treadmill. *Gait Posture* 2013;38(1):125-31. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.022
 20. Chia L, Licari M, Guelfi K, Reid S. Investigation of treadmill and overground running: Implications for the measurement of oxygen cost in children with developmental coordination disorder. *Gait*

- Posture 2014;40(3):464-70.
doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.05.054
21. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Etemadi H, Robertson D. Rehabilitation improves walking kinematics in children with a knee varus: Randomized controlled trial. *Ann Phys Rehabil Med* 2018. doi.org/10.1016/j.rehab.2018.01.007
 22. Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey M. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clin Biomech* 1998;13(6):434-40. doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00012-6
 23. Watt JR, Franz JR, Jackson K, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clin Biomech* 2010;25(5):444-9. doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.09.002
 24. Nymark JR, Balmer SJ, Melis EH, Lemaire ED, Millar S. Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds. *J Rehabil Res Dev* 2005;42(4):523-34. DOI: 10.1682/jrrd.2004.05.0059
 25. Dixon SJ, Collop AC, Batt ME. Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32.11: 1919-1926. doi: 10.1682/jrrd.2004.05.0059.
 26. Wang L, Hong Y, Li JX. Muscular activity of lower extremity muscles running on treadmill compared with different overground surfaces. *Am J Sports Med* 2014;2(4):161-5. DOI:10.12691/ajssm-2-4-8
 27. Di Nardo F, Fioretti S, editors. *Emg-based analysis of treadmill and ground walking in distal leg muscles*. XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013; 2014: Springer. doi.org/10.1007/978-3-319-00846-2_151
 28. Saunders SW, Schache A, Rath D, Hodges PW. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clin Biomech* 2005;20(8):784-93. doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.04.004
 29. Radmehr, et al. Comparison of the pattern of activity of selected trunk muscles while walking on the ground and treadmill. *New Rehab* 2013; 6.4: 49-57. (Persian)
iranjournals.nlai.ir/handle/123456789/520246
 30. Pinto RF, Birmingham TB, Leitch KM, Atkinson HF, Jones IC, Giffin JR. Reliability and validity of knee angles and moments in patients with osteoarthritis using a treadmill-based gait analysis system. *Gait Posture* 2020; 80:155-61. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.05.005
 31. Association WM. " Ethical principles for medical research involving human subjects," Declaration of Helsinki. <http://www.wma.net/e/policy/b3.htm>. 2004.
 32. 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. *J Biomech* 2016;49(9):1705-10. doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.056
 33. Warman J. *Genu Varum/Genu Valgum*. Current Orthopedic diagnosis & treatment: Springer; 2000. p. 86-7. doi.org/10.1007/978-1-4613-1107-2_43
 34. Neely FG. Biomechanical risk factors for exercise-related lower limb injuries. *Sport Med* 1998;26(6):395-413. doi.org/10.2165/00007256-199826060-00003
 35. Marks R, Percy J, Semple J, Kumar S. Quadriceps femoris activation changes in genu varum: a possible biomechanical factor in the pathogenesis of osteoarthritis. *J Theor Biol* 1994;170(3):283-9. doi.org/10.1006/jtbi.1994.1189
 36. John CT, Seth A, Schwartz MH, Delp SL. Contributions of muscles to mediolateral ground reaction force over a range of walking speeds. *J*

- Biomech 2012;45(14):2438-43.
doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.06.037
37. Jafarnejadgero A, Ghorbanlou F, Majlesi M. The Effects of a Period of Corrective Exercise Training Program on Running Ground Reaction Forces in Children with Genu Varum: A Trial Study. J Rafsanjan Univ Med Sci 2019;17(10):937-50.

COMPARING EFFICIENCY OF EXERCISE ON THE TREADMILL AND GROUND ON THE GROUND REACTION FORCES DURING WALKING IN PEOPLE WITH GENU VARUM

AmirAli Jafarnezhadgero^{1*}, Saeedeh Naseri²

Received: 05 August, 2021; Accepted: 07 February, 2023

Abstract

Background & Aim: Genu varum is one of the most common abnormalities of the knee joint in which the inner condyles of the femur move away from each other. The aim of the present study was to compare efficiency of exercise on the treadmill and ground on the ground reaction forces during walking in people with genu varum.

Material & Methods: The present study was a quasi-experimental and laboratory study. Forty-five boys with genu varum were selected randomly and divided into three groups of 15 in each including: exercise on the treadmill (age: 21.78±2.28 years, weight: 83.35±1.10 kg), exercise on the ground (age: 21.14±2.33 years, weight: 82.25±1.84 kg), and control group (age: 23.14±2.60 years, weight: 80.15±1.50 kg). Running exercises were performed for eight weeks in training groups with running speed of 3.2 m/s. Ground reaction forces were recorded by Bertec Corporation (Columbus, OH) with sampling frequency of 1000 Hz. Ground reaction force amplitudes and their time to peak were used for statistical analysis. For statistical analysis, SPSS V21 software and analysis of variance with repeated measures (repeated measure ANOVA) were used at a significant level of 0.05.

Results: The results of the present study demonstrated that time to peak of the medio-lateral force at heel contact phase at exercise on the ground group was statistically different from other groups (P=0.000). Also, time to peak of the medio-lateral force at heel contact phase at exercise on the treadmill group was statistically different from other groups (P =0.000). Moreover, time to peak of the vertical force at push-off phase at exercise on the treadmill group was statistically different from other groups (P =0.000).

Conclusion: According to the results, training on the treadmill is most effective than training on the ground on time to reach peak forces than force amplitudes. Overall, training on the treadmill have greater positive aspects than training on the ground. However, future studies are needed to establish this issue.

Keywords: Genu varum, Ground Reaction Forces, Running, Treadmill

Address: University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Tel: +984533510801

Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

SOURCE: STUD MED SCI 2022; 33(8): 574 ISSN: 2717-008X

Copyright © 2022 Studies in Medical Sciences

This is an open-access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, as long as the original work is properly cited.

¹ Associate Professor, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (Corresponding Author)

² MSc in Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran