مقاله پژوهشی
مجله دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان
دوره ۱۹، مهر ۱۳۹۹، ۶۷۶-۶۶۱

اثر تمرینات اصلاحی با تراباند بر مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در دانشجویان پسر دارای زانوی ضربدری طی دویدن: یک مطالعه کارآزمایی بالینی

فرشاد قربانلو[۱]، امیرعلی جعفرنژادگرو[۲]، آیدین ولیزاده اورنج[۳]

دریافت مقاله: ۹۸/۱۲/۲۲ ارسال مقاله به نویسنده جهت اصلاح: ۹۹/٤/۸ دریافت اصلاحیه از نویسنده: ۹۹/۵/۱۲ پذیرش مقاله: ۹۹/۵/۱۳

چکیده

زمینه و هدف: مفصل زانو مانند مفاصل دیگر بدن تحت تأثیر نقص‌ها، آسیب‌ها و بیماری‌ها قرار می‌گیرد. زانوی ضربدری یکی از شایع‌ترین عارضه‌های اندام تحتانی می‌باشد. هدف از مطالعه حاضر تعیین اثر یک دوره تمرین اصلاحی با استفاده از تراباند بر مؤلفه‌های عکس‌العمل زمین در دانشجویان پسر دارای زانوی ضربدری طی دویدن می‌باشد.

مواد و روش‌ها: پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی بود. ۲۴ دانشجوی پسر دارای زانوی ضربدری (۲۰-۳۰ سال) به‌صورت تصادفی در دو گروه کنترل و تجربی قرار گرفتند. پژوهش حاضر در مرکز سلامت و تندرستی دانشگاه محقق اردبیلی در سال ۱۳۹۸ صورت پذیرفت. تمرینات اصلاحی به مدت ۸ هفته با استفاده از تراباند برای گروه تجربی انجام شد. گروه کنترل در این دوره زمانی هیچگونه تداخل درمانی را دریافت ننمودند. نیروهای عکس‌العمل زمین به‌وسیله دستگاه صفحه نیرو برتک ثبت گردید. جهت تحلیل‌های آماری از آنالیز واریانس با اندازه‌های مکرر استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج پژوهش حاضر نشان داد که اختلاف معنی‌داری در مؤلفه زمان رسیدن به اوج در راستای عمودی طی فاز هل دادن گروه تجربی با افزایش زمان رسیدن به اوج ۵/۱۷ درصد را نشان داد (P=۰/۰۳۰، d=۰/۵۸۹). سایر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در گروه تجربی هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان نداد (P>۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: تمرینات اصلاحی منتخب با استفاده از تراباند توانستند زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی طی فاز هل دادن را طی پس آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش دهند. این افزایش احتمالاً به علت طولانی‌تر شدن میزان برخورد پا با سطح بوده است که میزان نیروهای وارده بر پا را کاهش می‌دهد.

واژه‌های کلیدی: تمرینات اصلاحی، تراباند، نیروهای عکس‌العمل زمین، زانوی ضربدری، دویدن

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۲- (نویسنده مسئول) استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه آموزشی تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

تلفن: ۰۴۵-۳۱۵۰۵۶۴۹، دورنگار: ۰۴۵-۳۱۵۰۵۶۴۹، پست الکترونیکی: amiralijafarnezhad@gmail.com

۳- استادیار فیزیولوژی ورزشی، گروه آموزشی تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-26]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.3.8]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.661]

مقدمه

با توجه به نقشی که زانو در انجام حرکات مختلف دارد و در ایجاد راستای طبیعی اندام تحتانی با مفاصل ران و مچ پا در تعامل است این مفصل از اهمیت بالایی برخوردار می‌باشد. زانوی ضربدری (Genu valgum) یکی از شایع‌ترین ناهنجاری‌های اندام تحتانی مراجعه کنندگان در کلینیک‌های بالینی ارتوپدی است [۱]. مکانیک مفاصل زانو و ران در افراد دارای زانوی ضربدری به‌صورت نزدیک شدن مفصل زانوها، چرخش خارجی زانوها، هم‌چنین نزدیک شدن ران و چرخش داخلی آن می‌باشد [۲]. حفظ وضعیت اساس عملکرد حرکات بدن بوده و برای اکثر فعالیت‌های روزمره مورد نیاز و ضروری است [۳]. کنترل وضعیت تحت تأثیر سیستم بینایی، دهلیزی و حسی-پیکری با اثر متقابل سیستم عصبی مرکزی قرار دارد که زانوی ضربدری کنترل آن را با مشکل روبه‌رو می‌کند [۳]. این عارضه می‌تواند تحت تأثیر وضعیت پیکربندی بدن نیز قرار بگیرد به‌طوری که چاقی را یکی از عوامل ایجاد زانوی ضربدری دانسته‌اند [۴]. علاوه بر این زانوی ضربدری به عنوان یک عامل خطرساز برای آسیب تاندون کشکک (زانوی پرندگان) معرفی شده است [۵]. هم‌چنین به علت زنجیره‌ای بودن حرکات در مفاصل اندام تحتانی، نقص در مفصل زانو می‌تواند روی مفاصل ران و مچ پا تأثیرگذار باشد. به‌طوری که زانوی ضربدری را می‌توان به‌عنوان یکی از دلایل بوجود آمدن کف پای صاف معرفی کرد [۶]. هم‌چنین اختلال در کنترل وضعیت از عوامل بروز آسیب در زانوی ورزش‌کاران و غیرورزش‌کاران است [۷]. در زانوی ضربدری استخوان‌های درشت‌نئی و ران در بخش داخلی زانو تمایل دارند که از هم جدا شوند، بنابراین رباط‌های حمایت‌کننده داخلی تحت کشش قرار گرفته و پیش رفت میزان این تغییر شکل‌ها و در نتیجه افزایش نیرو بر این رباط‌ها ممکن است منجر به پارگی آن‌ها شود [۸]. یکی از مهم‌ترین عوامل درگیر در بروز آسیب، میزان، نیروهای وارده به مفاصل اندام تحتانی می‌باشد [۹].

مطالعاتی میزان شیوع عارضه زانوی ضربدری را بررسی کرده‌اند که با استفاده از تکنیک‌های ارتوپدی میزان شیوع این عارضه را در افراد بررسی کرده‌اند. در برخی مطالعات به بررسی میزان شیوع عارضه زانوی ضربدری بین دانش‌آموزان و افراد جامعه پرداخته شد. Akhavi Rad و همکاراش با مطالعه بر روی اختلالات اندام تحتانی دانش‌آموزان ۱۸-۱۱ سال به این نتیجه دست یافتند که ۳۰/۴ درصد شرکت کنندگان دارای اختلالات ساختاری در اندام تحتانی بودند که سهم زانوی ضربدری از ان اختلالات حدود ۲/۹ درصد بود [۱۰]. با توجه به شیوع عارضه زانوی ضربدری بین افراد جامعه یافتن روشی جهت درمان، بهبود و یا پیش‌گیری از شدت و آسیب‌های ثانویه این عارضه از اهمیت بالایی برخوردار است. هدف از درمان زانوی ضربدری، اصلاح محور مکانیکی اندام تحتانی است. این امر مستلزم استئوتومی در اطراف مرکز چرخش زاویه‌ای است که بیش‌تر در بخش تحتانی استخوان ران قرار دارد [۲].

روش‌های مختلفی جهت درمان عارضه زانوی ضربدری از سوی درمانگرها و پزشکان ارتوپدی جهت پیش‌گیری و بهبود عملکرد افراد مبتلا معرفی و به کار گرفته شده است. پزشکان

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-26]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.3.8]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.661]

در بیش‌تر مواقع جراحی را به‌عنوان بهترین روش معرفی می کنند اما به علت بالا بودن هزینه‌های جراحی و هم‌چنین جا ماندن افراد مبتلا از فعالیت‌های روزمره به علت دوران بی تحرکی پس از جراحی، روش مناسبی به نظر نمی‌رسد [۱۱] زیرا رویکرد جدید در طب ورزش به حرکت درآوردن سریع بیماران با استفاده از روش‌های عملکردی است. از مهم‌ترین روش‌های درمانی فعال و غیر تهاجمی جهت بهبود و پیش-گیری از افزایش خطرات ناشی از زانوی ضربدری استفاده از تمرینات اصلاحی با استفاده از تراباند می‌باشد. مطالعات قبلی اثرات مثبتی از برنامه‌های تمرین اصلاحی با مقدار مناسب برای بهبود اختلالات عضلانی-اسکلتی را نشان داده‌اند [۱۲, ۱۳]. اصول برنامه‌های اصلاحی بر پایه کشش عضلات کوتاه شده و تقویت عضلات ضعیف شده در یک بخش بنا شده است. Jafarnezhadgero و همکاران در پژوهشی ۲۶ مرد سالمند مبتلا به زانوی ضربدری را مورد مطالعه قرار دادند. آن‌ها تمرینات اصلاحی منتخب را به مدت ۱۴ هفته بر روی آزمودنی‌ها اعمال کردند و به نتایج قابل توجهی دست یافتند. طبق نتایج آن‌ها، تمرینات اصلاحی منتخب باعث بهبود در ویژگی‌های کینماتیکی بین افراد مبتلا به زانوی ضربدری شده و مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین را نیز بهبود بخشیده است. این بهبود منجر به کاهش آسیب‌های ثانویه و هم‌چنین پیش‌گیری از خطرات ناشی از افزایش زاویه والگوس زانو گشته است [۱۴]. با توجه به اهمیت بهبود و پیش‌گیری از عارضه زانوی ضربدری با استفاده از روش تمرینات اصلاحی پژوهش های کمی اثرات این نوع تمرین‌ها را بر مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین بررسی کرده‌اند. بنابراین، هدف از پژوهش حاضر تعیین اثر یک دوره تمرین اصلاحی با استفاده از تراباند بر مؤلفه‌های عکس‌العمل زمین در افراد دارای زانوی ضربدری طی دویدن می‌باشد.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی با کد (IRCT20181223042082N1) بود. این پژوهش در مرکز سلامت و تندرستی دانشگاه محقق اردبیلی در سال ۱۳۹۸ انجام شد. جامعه آماری این پژوهش را افراد دارای زانوی ضربدری شهرستان اردبیل تشکیل دادند. نرم افزار G*power نشان داد که برای اندازه اثر برابر ۰/۷، سطح معنی‌داری برابر ۰/۰۵ و توان آماری برابر ۰/۸ هنگام استفاده از آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری با طرح تعاملی درون و بین گروهی، تعداد حداقل ۱۲ نمونه در هر گروه مورد نظر می‌باشد. تعداد ۲۴ پسر دارای زانوی ضربدری از دانش‌جویان دانشگاه محقق اردبیلی شناسایی و به‌صورت تصادفی در دو گروه تمرین و گروه کنترل (۲۰-۳۰ سال) قرار گرفتند. برای تقسیم آزمودنی‌ها به دو گروه از روش تصادفی ساده استفاده شد. به طوری که اسامی همه افراد را داخل یک کیسه قرار داده و اسامیی که در اعداد فرد از کیسه خارج می‌شدند در گروه کنترل قرار می‌گرفتند و اسامیی که در انتخاب‌های زوج از کیسه خارج می‌شدند، در گروه تجربی قرار گرفتند.

برای ارزیابی میزان والگوس افزایش یافته‌ی زانو از کولیس (ALTON CA46250 0-250 mm China) استفاده شد. برای اندازه گیری جرم آزمودنی‌ها از ترازوی جرم‌سنج دنا توزین

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-26]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.3.8]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.661]

(DT-102H IRI) و از متر نوارنی دیواری جهت اندازه‌گیری قد آزمودنی‌ها استفاده شد. به این صورت که از آزمودنی‌ها خواسته شد در وضعیت آناتومیکی بایستند، سپس فاصله قوزک‌های داخلی مچ پای آن‌ها با استفاده از کولیس اندازه گیری شد. افراد دارای زانوی ضربدری درجه یک (فاصله بین قوزک‌های داخلی بین ۲ تا ۵ سانتی‌متر) وارد پژوهش زیر شدند. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه شکستگی، مشکلات عصبی‌عضلانی، اختلاف طول اندام بیش‌تر از ۵ میلی متر، عدم وجود عارضه زانوی ضربدری و یا دارا بودن فعالیت فیزیکی سنگین طی دو روز قبل از آزمون بود. پای برتر همه آزمودنی‌ها سمت راست شناسایی شد [۱۴]. ضمناً در تمامی مراحل، اخلاق پژوهشی رعایت گردید و از شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه شرکت در پژوهش اخذ شد. هم‌چنین این مطالعه دارای کد اخلاق به شماره (IR-ARUMS-REC-1397-091) از دانشگاه علوم پزشکی اردبیل بود.

پژوهش حاضر در دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون برگزار شد. آزمودنی‌ها 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 (Bertec Corporation, Columbus, OH) 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 به صورت خودانتخابی بود. آزموندنی‌ها 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 پیش آزمون، گروه تجربی (تمرین) جهت انجام تمرینات اصلاحی با استفاده از تراباند به مدت ۸ هفته مشغول تمریناتی که توسط مربیان آموزش داده شد بود شدند [۱۵].

نوارهای تراباند (Thera-Band, Akron, Ohio, US) از مقاومت پایین تا مقاومت بالا به ترتیب (زرد، بنفش، سبز، آبی، سیاه، و نقره‌ای) جهت اجرای تمرینات مقاومتی مورد استفاده قرار می‌گیرند [۱۶]. به علت عدم توان اجرای حرکات توسط آزمودنی‌ها در پژوهش حاضر فقط از سه رنگ زرد، بنفش و آبی استفاده شد. دو هفته اول تمرینات کششی برای گروه عضلات آداکتور ران، عضله دو سررانی و کشنده پهن نیام انجام شد. مدت زمان کشش شامل چهار نوبت ۳۰ ثانیه‌ای برای هر حرکت بود [۱۷]. بعد از دوره دو هفته‌ای پروتکل تمرینات کششی، آزمودنی‌ها تمریناتی مقاومتی با تراباند را برای مدت ۶ هفته و سه جلسه در هفته اجرا نمودند.

آزمودنی‌ها قبل از اجرای تمرینات با شیوه نحوه تمرینات آشنا شده بودند. هر جلسه تمرینی شامل ۱۰ دقیقه گرم کردن عمومی، به دنبال آن تمرینات مقاومتی ۳۵ تا ۴۰ دقیقه و در پایان تمرینات سرد کردن انجام می‌گردید (جدول ۱). به دنبال مرحله سازگاری چهار هفته‌ای با مقاومتی خارجی با شدت پایین استفاده از نوار تراباند زرد رنگ، یک ست شامل ۱۴ تکرار در هر حرکت بود و مقاومت بیش‌تر تنها زمانی داده می‌شد که آزمودنی حرکت را به طور کامل و بدون هیچ چالشی قادر به اجرا باشد، شدت تمرین به طور پیش‌رونده‌ای با توجه به میزان

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-26]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.3.8]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.661]

مقاومت هر نوار (بر اساس جدول طول-نیرو ترابند) از رنگ زرد به بنفش و بالاتر افزایش پیدا می‌نمود [۱۸]. به‌علاوه، حجم تمرین نیز با افزایش تعداد ست‌ها از یک به دو توسعه پیدا نمود. نرخ افزایش براساس بهبود در هر فرد بود رنگ باند زمانی تغییر می‌کرد که شرکت‌کننده قادر به اجرای دو یا تعداد تکرار بیشتری در ست دوم باشد [۱۹]. تمرینات کششی و مقاومتی در هر دو پا به‌صورت هم‌زمان انجام شدند. از آزمودنی‌ها خواسته شد طی جلسات تمرین اصلاحی در هیچ تمرینی شرکت نکنند. پس از اتمام دوره تمرینات اصلاحی پس‌آزمون مشابه پیش‌آزمون از آزمودنی‌ها گرفته شد. به‌علت حذف اثرات فیزیولوژیک آنی آخرین جلسه تمرینی، پس‌آزمون ۶ روز پس از آخرین جلسه تمرینی انجام شد [۲۰].

جدول ۱- نمونه‌ای از حرکات کششی و تقویتی مورد استفاده در پژوهش حاضر

حرکات	شرح
کشش نزدیک کننده‌های ران	در وضعیت نشسته هر دو زانو را خم کرده کف پاها را به یک‌دیگر می‌چسباند. زانوها را به سمت زمین پایین برده تا میزان کشش افزایش یابد.
کشش عضله کشنده پهن نیام	- در وضعیت نشسته اندام تحتانی را بالا آورده و به سمت داخل بدن حرکت داده می‌شد. - برای کشش آسان‌تر کشنده پهن نیام، حرکت از وضعیت ایستاده شروع شده و اندام تحتانی یک سمت به صورت قیچی‌وار از پشت اندام تحتانی سمت دیگر تا حداکثر دامنه حرکتی حرکت کرده و بعد از عبور از آن بر روی زمین قرار داده می‌شد. سپس بدون ایجاد تیلت در مفصل ران، وزن تنه به سمت پای مقابل برده می‌شد.
کشش عضله دوسر رانی	در یک وضعیت سوپاین فرد زانوی خود را ابتدا به حالت باز کردن برده و سپس چرخش داخلی در آن ایجاد می‌کرد.
تمرین تقویتی عضلات ابداکتور ران	عضلات دورکننده با سه تمرین تقویت می‌شدند: در وضعیت دراز کشیده به پهلو در حالی که اندام بالایی جهت اجرای حرکت دور شدن در برابر مقاومت استفاده می‌شد در وضعیت ایستاده و در حرکت گام‌برداری به پهلو درحالی که ترابند به قسمت پایین ران متصل بود [۲۱].
تمرینات تقویتی عضلات چرخش دهنده خارجی ران	این تمرین بر روی عضلات چرخش‌دهنده خارجی ران در حالی‌که آزمودنی بر روی میز با زاویه خم شدن ران ۹۰ درجه نشسته بود، انجام شد.
تمرینات تقویتی عضلات اینورتور پا	عضلات اینورتور در وضعیت درازکشیده به پهلو (با استفاده از نوار مقاومتی) ترابند طی حرکت اینورژن تقویت گردید [۲۱].

از صفحه نیروی برتک (Bertec Corporation, Columbus, OH) جهت ثبت داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد. نرخ نمونه‌برداری در دستگاه صفحه نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز قرار داده شد. جهت فیلتر نمودن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین از فیلتر باترورث با برش فرکانسی ۲۰ هرتز استفاده شد [۲۲]. 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 نشان دهنده نیرو در جهت خلفی و علامت مثبت

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-26]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.3.8]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.661]

نشان دهنده نیرو در جهت قدامی است. در نمودار داخلی- خارجی نیروی عکس‌العمل زمین، علامت منفی نشان دهنده نیرو در جهت داخل و علامت مثبت نشان دهنده نیرو در جهت خارج می‌باشد. نیرو در راستای عمودی در تمامی نقاط مثبت بود. برای محاسبه نرخ بارگذاری از تقسیم اوج نیروی عمودی در لحظه تماس پاشنه با زمین بر زمان رسیدن به اوج در همان لحظه استفاده شد (رابطه (۱)):

$$\text{Loading rate}=\frac{\text{FzHC}}{\text{TTp FzHC}}$$ رابطه (۱)

محاسبه گشتاورآزاد مطابق با یک سیستم مختصات نیروی عکس‌العمل، (y) در جهت قدامی- خلفی، محور عمودی (z) نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و محور (x) نیروهای داخلی خارجی می باشند. بنابراین، اوج مثبت گشتاور آزاد با چرخش خارجی پا مقابله می‌کند و اوج منفی آن در برابر چرخش داخلی مقاومت می‌نماید. محاسبه FM نیاز به داشتن نیروها در سه راستا (Fx، Fy، Fz)، گشتاورهای سه راستا (Mx، My، Mz) و هم‌چنین موقعیت مرکز فشار (Center Of Presser; COP)، که به‌صورت زیر محاسبه می‌شود (رابطه (۳و۲)) [۲۳]:

$$\text{COPX}=-\frac{\text{My+Fx(Zoff)}}{Fz}$$ رابطه (۲)

$$\text{COPY}=\frac{\text{Mx−Fy(Zoff)}}{Fz}$$ رابطه (۳)

از آنجای که CoPx و CoPy موقعیت مرکز فشار در امتداد محور صفحات نیروی داخلی- خارجی و قدامی-خلفی هستند و Zoff در صفحه ورتیکال و مرکز واقعی صفحه نیروسنج است، بنابراین برای کنترل مقادیر خطاها COP در ابتدا و پایان به علت تقسیم نیروهای عمودی واکنش زمین (F_Z)، محاسبه COP آغاز و پایان می‌یابد. زمانی که مقدار Fz بالاتر از ۵٪ از حداکثر مقدار ثبت شده در طول هر کوشش باشد (Free Moment; FM) با فرمول زیر به دست می‌آید [۲۴]:

(FM= MZ -FY (COPX) +FX (COPY) رابطه (۴)

جهت تجزیه و تحلیل آماری از نرم افزار SPSS نسخه ۲۱ استفاده شد. توضیع طبیعی داده‌ها و امکان استفاده از آزمون های پارامتریک به وسیله آزمون Shapiro-Wilk تأیید شد (P>۰/۰۵). آزمون آماری آنالیز واریانس دوطرفه با اندازه گیری‌های مکرر (Two-way repeated measures ANOVA) جهت مقایسه داده‌ها بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه استفاده شد. سطح معنی‌داری در آزمون‌ها ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. میزان اندازه اثر در این پژوهش با استفاده از رابطه Cohen's d و به صورت زیر محاسبه شد [۲۵]: $D = (mean1 - mean2)/(\frac{SD1+SD2}{2})$

نتایج

اطلاعات توصیفی مربوط به ویژگی‌های فردی شرکت کنندگان شامل سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی آن‌ها در هر دو گروه کنترل و تجربی در جدول ۲ ارائه شده است. همان طور که ملاحظه می‌شود مقادیر سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی بین دو گروه معنادار نیست.

جدول ۲- مقادیر سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی ۲۴ نفر پسر منتخب مبتلا به زانوی ضربدری در دانشگاه محقق اردبیلی طی سال ۱۳۹۸

مشخصات	کنترل (n = ۱۲)	تجربی (n = ۱۲)	آزمون تی مستقل (sig)
سن (سال)	۲۳/۱۴ ± ۲/۹۶	۲۱/۷۱ ± ۲/۲۸	۰/۳۴۳

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-26]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.3.8]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.661]

قد (سانتی‌متر)	۱۸۲/۰۰ ± ۶/۵۰	۱۷۶/۰۰ ± ۶/۵۰	۰/۷۱۷
وزن (کیلوگرم)	۸۰/۱۵ ± ۱/۵۰	۸۳/۳۵ ± ۱/۱۰	۰/۳۸۸
شاخص توده بدنی (کیلوگرم/مترمربع)	۲۶/۳۰ ± ۱/۶۸	۲۶/۱۴ ± ۳/۳۳	۰/۲۰۵

آزمون تی مستقل با سطح معنی داری P<۰/۰۵

جدول ۳ نشان دهنده مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در دو گروه کنترل و تجربی در دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون طی دویدن می‌باشد. نتایج به‌دست‌آمده نشان داد که اثر عامل زمان در مؤلفه‌های اوج نیروها در راستای داخلی-خارجی طی فاز تماس پاشنه (P<۰/۰۰۱) و فاز هل دادن (P=۰/۰۰۳) اختلاف معناداری را نشان داد. هم‌چنین مؤلفه‌های اوج نیروها در راستای قدامی-خلفی طی فاز تماس پاشنه (P<۰/۰۰۱) و طی فاز هل دادن (P<۰/۰۰۱) اختلاف معنی‌داری را نشان داد. اثر عامل زمان در مؤلفه اوج نیروها در راستای عمودی و طی فاز هل دادن (P=۰/۰۲۳) تفاوت معنی‌داری را بین گروه ها نشان داده است.

اثر عامل گروه در هیچ یک از مؤلفه‌های اوج نیروهای عکس‌العمل زمین سطح معنی‌داری کم‌تر از ۰/۰۵ را نشان نداد. علاوه بر این، اثر متقابل زمان و گروه در مؤلفه اوج نیروی قدامی (P=۰/۰۵۰) اختلاف معنی‌داری را نشان داد.

مؤلفه زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی (P=۰/۰۲۲) و قدامی-خلفی (P=۰/۰۰۹) طی فاز تماس پاشنه اختلاف معنی‌داری را در اثر عامل زمان نشان دادند. هم‌چنین در راستای قدامی-خلفی و طی فاز هل دادن (P=۰/۰۴۹) اثر عامل زمان بین دو گروه کنترل و تجربی اختلاف معنی‌داری را نشان داده است.

اثر متقابل زمان و گروه بین دو گروه تجربی و کنترل طی دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون زمان رسیدن به اوج در راستای عمودی و طی فاز هل دادن (P=۰/۰۲۷) اختلاف معنی داری را نشان داد. اختلاف معنی‌داری در این مؤلفه در گروه تجربی مشاهده شد که افزایش زمان رسیدن به اوج را به اندازه ۵/۱۷ درصد نشان داد (P=۰/۰۳۰، d=۰/۵۸۹).

جدول ۴ نشان دهنده اطلاعات مربوط به اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد و نرخ بارگذاری عمودی بین دو گروه کنترل و تجربی طی دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون طی دویدن بود. نتایج به‌دست آمده از جدول زیر نشان داد که اثر عامل زمان در مؤلفه‌های اوج منفی گشتاور آزاد (P<۰/۰۰۱)، اوج مثبت گشتاور آزاد (P=۰/۰۰۳) و هم‌چنین نرخ بارگذاری عمودی (P=۰/۰۲۳) اختلاف معنی‌داری را طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داده است. اثر عامل گروه و هم‌چنین اثر متقابل زمان و گروه اختلاف آماری معنی‌داری را بین مؤلفه‌ها نشان نداد (P>۰/۰۵).

جدول ۳- میانگین و انحراف استاندارد اوج نیروهای عکس‌العمل زمین (درصدی از وزن بدن) و زمان رسیدن به اوج (میلی‌ثانیه) در دو گروه تجربی (n=۱۲) و کنترل (n=۱۲) ثبت شده در دانشگاه محقق اردبیلی طی سال ۱۳۹۸

متغیرها	پارامترها	گروه کنترل (n = ۱۲)	درصد تغییر	گروه تجربی (n = ۱۲)	درصد تغییر	مقدار P

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-26]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.3.8]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.661]

		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		زمان	گروه	زمان* گروه
اوج نیروها (درصدی از وزن بدن)	FxHC	۶/۸۷ ± ۴/۰۷	۲/۵۹ ± ۳/۲۷	۶۷/۲۹	۷/۹۷ ± ۴/۸۵	۲/۳۵ ± ۴/۴۴	۷۰/۵۱	*<۰/۰۰۱	۰/۷۸۳	۰/۵۷۹
	FxPO	-۹/۱۳ ± ۴/۷۱	-۱۴/۱۴ ± ۵/۹۳	۵۴/۸۷	-۹/۳۰ ± ۲/۸۵	-۱۳/۵۸ ± ۳/۷۰	۴۶/۰۲	*۰/۰۰۳	۰/۹۰۰	۰/۷۹۰
	FyHC	-۱۸/۴۱ ± ۳/۶۰	-۸/۰۹ ± ۵/۸۳	۵۶/۰۵	-۲۰/۰۳ ± ۴/۵۱	-۳/۸۵ ± ۱/۰۶	۸۰/۷۷	*<۰/۰۰۱	۰/۳۱۴	*۰/۰۵۰
	FyPO	۱۴/۵۷ ± ۵/۶۹	۴/۵۷ ± ۳/۲۷	۶۸/۶۳	۱۴/۱۹ ± ۲/۲۷	۴/۱۱ ± ۱/۱۵	۷۱/۰۳	*<۰/۰۰۱	۰/۷۰۲	۰/۹۷۵
	FzHC	۱۴۹/۰۷ ± ۳۹/۷۶	۱۴۵/۷۹ ± ۳۲/۱۹	۲/۲۰	۱۳۵/۱۶ ± ۵۰/۹۲	۱۲۹/۵۹ ± ۴۱/۹۴	۴/۱۲	۰/۶۷۷	۰/۳۶۷	۰/۹۱۴
	FzPO	۱۷۸/۹۶ ± ۲۱/۶۵	۱۷۴/۹۲ ± ۲۱/۹۲	۲/۲۵	۱۸۴/۹۰ ± ۱۳/۰۳	۱۷۱/۱۴ ± ۱۴/۷۴	۷/۴۴	*۰/۰۲۳	۰/۸۸۷	۰/۱۹۰
زمان رسیدن به اوج (میلی-ثانیه)	FxHC	۲۸/۶۲ ± ۱۵/۱۲	۱۴/۳۷ ± ۲۰/۳۹	۴۹/۷۹	۲۵/۷۳ ± ۱۶/۹۷	۱۰/۳۶ ± ۶/۳۷	۵۹/۷۳	*۰/۰۲۲	۰/۳۹۶	۰/۹۲۶
	FxPO	۱۲۲/۸۱ ± ۳۳/۶۲	۱۳۶/۱۹ ± ۳۸/۰۸	۱۰/۸۹	۱۲۹/۶۰ ± ۴۵/۹۸	۱۴۴/۲۳ ± ۲۱/۸۱	۱۱/۲۸	۰/۱۲۳	۰/۶۰۶	۰/۹۴۲
	FyHC	۴۸/۴۸ ± ۲۲/۳۱	۶۵/۶۶ ± ۲۰/۴۲	۳۵/۴۳	۵۴/۹۶ ± ۲۵/۵۶	۶۴/۲۶ ± ۲۹/۵۰	۱۶/۹۲	*۰/۰۰۹	۰/۸۱۲	۰/۳۹۲
	FyPO	۲۳۸/۶۱ ± ۴۴/۲۴	۲۰۸/۶۷ ± ۵۳/۵۰	۱۲/۵۴	۲۲۲/۰۳ ± ۵۰/۹۵	۲۰۲/۴۳ ± ۴۷/۱۴	۸/۸۲	*۰/۰۴۹	۰/۵۶۲	۰/۶۶۴
	FzHC	۵۶/۹۸ ± ۵۶/۶۰	۵۸/۲۵ ± ۵۰/۹۰	۲/۲۲	۳۲/۶۸ ± ۴۴/۲۱	۵۰/۶۱ ± ۵۸/۶۱	۵۴/۸۶	۰/۳۱۸	۰/۴۸۳	۰/۳۸۵
	FzPO	۱۲۶/۱۶ ± ۹/۹۶	۱۲۳/۶۱ ± ۸/۲۷	۲/۰۲	۱۲۴/۷۸ ± ۸/۸۶	۱۳۱/۲۲ ± ۱۳/۰۰	۵/۱۶	۰/۳۱۰	۰/۴۸۲	*۰/۰۲۷

** آنالیز واریانس دوطرفه با اندازه‌گیری‌های مکرر، P <۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار*

جدول ٤- میانگین و انحراف استاندارد گشتاور آزاد (درصدی از وزن بر مجذور قد به متر) و نرخ بارگذاری عمودی بین گروه تجربی و کنترل در دو گروه تجربی (n=۱۲) و کنترل (n=۱۲) ثبت شده در دانشگاه محقق اردبیلی طی سال ۱۳۹۸

متغیرها	پارامترها	گروه کنترل (n = ۱۲)		درصد تغییر	گروه تجربی (n = ۱۲)		درصد تغییر	مقدار P		
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		زمان	گروه	زمان*گروه
گشتاور آزاد (درصدی از وزن در قد)	منفی	-۲/۷۶ ± ۰/۹۹	-۵/۵۴ ± ۲/۴۶	۱۰۰/۷۲	-۳/۲۰ ± ۱/۶۱	-۶/۵۷ ± ۱/۸۱	۱۰۵/۳۱	*<۰/۰۰۱	۰/۲۳۷	۰/۶۰۵
	مثبت	۲/۸۳ ± ۱/۷۳	۱/۶۱ ± ۱/۵۷	۴۳/۱۰	۳/۳۷ ± ۱/۹۷	۱/۶۷ ± ۱/۸۵	۵۰/۴۴	*۰/۰۰۳	۰/۶۷۹	۰/۵۷۹
نرخ بارگذاری (نیوتن بر کیلوگرم بر ثانیه)	عمودی	۵۶/۲۳ ± ۴۱/۲۰	۴۷/۱۹ ± ۳۴/۳۴	۱۶/۰۷	۷۰/۸۱ ± ۴۱/۳۵	۴۵/۳۳ ± ۲۵/۲۳	۳۵/۹۸	*۰/۰۲۳	۰/۶۷۸	۰/۲۵۱

** آنالیز واریانس دوطرفه با اندازه‌گیری‌های مکرر، P <۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار*

بحث

هدف از پژوهش حاضر تعیین تأثیر یک دوره تمرینات اصلاحی با استفاده از تراباند بر مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در دانش‌جویان پسر دارای زانوی ضربدری طی دویدن بود. نتایج گروه تجربی نشان داد که زمان رسیدن به اوج در راستای عمودی طی فاز هل دادن دویدن افزایش معنی‌داری را داشته است.

از آن‌جا که پا متصل کننده بدن به زمین است، انحرافات ساختاری به ویژه در زانو احتمال بروز آسیب در افراد را افزایش داده و ممکن است مانع مشارکت آن‌ها در فعالیت‌هایی مانند انواع ورزش‌ها شود [۲۶]. افزایش والگوس یا ضربدری شدن زانو با ایجاد تغییراتی در راستای طبیعی وضعیت بدنی در اندام تحتانی، به نوبه خود ممکن است تغییراتی در راستای مرکز ثقل بدن نسبت به سطح اتکاء ایجاد و کنترل تعادل را محدود

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-26]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.3.8]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.661]

کند [۲۷]. هم‌چنین تغییرات زاویه اندام تحتانی جزء شایع ترین عارضه‌های غیرتروماتیک می‌باشد که تمایل به رشد و پیشرفت به سمت خارج را نشان می‌دهد، زیرا بیش‌تر نیروهای وارده بر زانو در یک کمپارتمان یا سمت وارد می‌شود و کنترل پاسچر را دچار مشکل می‌کند [۲۸]. تحقیقات نشان داده‌اند یکی از مهم‌ترین نیروهای وارد شده بر بدن، نیروی عمودی عکس‌العمل زمین می باشد که از بزرگی این نیرو به عنوان یک شاخص خطر برای بروز آسیب در مفاصل مچ، زانو، ران و ستون فقرات یاد شده است [۳۰-۲۹]. به این معنا هر چه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بیش‌تر باشد احتمال آسیب به مفاصل نیز بیش‌تر می‌شود [۳۲-۳۱]عارضه زانوی ضربدری با کاهش نیروی عمودی عکس‌العمل زمین احتمال آسیب مفصل زانوی این افراد را کاهش می‌دهد. تحقیقات مختلف نشان داده‌اند هرچه زمان رسیدن به اوج نیرو افزایش داشته باشد میزان اثرگذاری نیرو کاهش پیدا می‌کند [۳۳]، در نتیجه زمان اعمال نیرو در بروز آسیب‌ها بسیار مهم است که با نتایج تحقیق حاضر همسو بود و نتایج نشان دهنده افزایش زمان رسیدن به اوج در راستای عمودی بود که نشان از کاهش اثرگذاری نیروها را پس از اعمال تمرینات اصلاحی به دنبال داشته است.

متغیر گشتاور آزاد از مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین و مرکز فشار به‌دست می‌آید که به عنوان میزان گشتاور وارد بر پا در محل مرکز فشار حول محور عمودی تعریف می‌شود [۳۴]. به طور کلی، نمودار گشتاور آزاد همبستگی بالایی با نمودار نیرو در راستای قدامی-خلفی دارد و دارای شکل سینوسی است که در نتیجه آن گشتاور آزاد در اوج منفی خود در ابتدا به چرخش داخلی متصل می‌شود، و سپس درست قبل از این‌که در میانه استقرار قرار بگیرد، یک چرخش مثبت ایجاد می‌کند که مقاومت در برابر چرخش رو به بیرونی را ایجاد می‌کند [۳۵]. بیان شده که گشتاور آزاد نسبت به نیروی عمودی عکس‌العمل زمین وابستگی بیش‌تری به تغییر شکل پیچشی درشت نی طی دویدن دارد [۳۶]. هم‌چنین طی مطالعات گذشته بیان شده است که می‌توان از شاخص گشتاور آزاد به‌عنوان یک شاخص جهت تشخیص میزان آسیب شکستکی فشاری و نیروهای پیچشی وارده به اندام تحتانی از طریق زمین، ناشی از خستگی در استخوان درشت نی طی فاز اتکای دویدن در زنان ورزش‌کار باشد [۳۹-۳۷]. زنان با توجه به بالاتر بودن زاویه Q نسبت به مردان احتمالا پاسخ‌های متفاوتی را نسبت به مردان به تمرینات اصلاحی داشته باشند که عدم حضور آن‌ها در پژوهش حاضر یکی از محدودیت‌ها بود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که مؤلفه اوج منفی گشتاور آزاد گروه تجربی پس از یک دوره تمرین اصلاحی با استفاده از تراباند افزایش را نشان نداد. احتمالاً تمرینات باعث تقویت عضلاتی که در چرخش داخلی پا مؤثر هستند شده است و عملکرد آن‌ها را تحت تأثیر قرار داده است.

از آن‌جایی که افراد دارای ژنووالگوم کاهش زاویه فلکشن ران، افزایش آبداکشن و چرخش خارجی زانو، افزایش آداکشن ران و اختلال در جذب شوک ناشی از نیروهای عکس‌العمل طی حرکاتی نظیر راه رفتن و دویدن هستند [۴۰]، تمرینات اصلاحی مورد استفاده در پژوهش حاضر با افزایش گشتاور آزاد در اوج منفی شاید باعث بدتر شدن نیروهای وارده شده باشد. Rabiei و همکاران [۴۱] نیز طی پژوهشی با عنوان ارزیابی

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-26]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.3.8]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.661]

پاسخ وضعیتی پس از اعمال اغتشاش ناگهانی در افراد با زانوی ضربدری، به بررسی ۱۶ نفر با زانوی ضربدری و ۱۶ نفر با ساختار طبیعی اندام تحتانی پرداختند. در این تحقیق برای اندازه‌گیری میزان والگوس زانو از کولیس استفاده شد و افرادی که فاصله قوزک داخلی آن‌ها بیش‌تر از ۶ سانتی‌متر بود در گروه تجربی قرار گرفتند. هم‌چنین افرادی که فاصله قوزک داخلی آن‌ها کم‌تر از ۰/۵ سانتی‌متر بود در گروه کنترل قرار گرفتند. محققین در این پژوهش به این نتیجه رسیدند که میزان جابه‌جایی مرکز فشار به‌عنوان یکی از مؤلفه‌های وابسته به نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای زانوی ضربدری به طور معناداری از گروه کنترل بیش‌تر بوده است. به عبارت دیگر افراد دارای زانوی ضربدری در حفظ تعادل پس از وارد شدن اغتشاش یا برهم خوردن تعادل، از عملکرد ضعیف‌تری برخوردار بوده‌اند.

افراد دارای زانوی ضربدری میزان بیشتری از خطر پیشرفت بیماری و خطر بروز استئوآرتریت جانبی زانو در مقایسه با افراد با زاویه طبیعی والگوس نشان داده‌اند [۴۲-۴۳]که این امر باعث ایجاد محدودیت فعالیت بدنی و توانایی انجام فعالیت‌های زندگی روزمره می‌شود [۴۴]. میانگین اوج فشار در بخش خارجی زانو نسبت به بخش داخلی آن افزایش معنی‌داری در افراد دارای زانوی ضربدری نشان داده است. هم‌چنین نشان داده شده است که افزایش زاویه چهارسر باعث افزایش شیوع زانوی ضربدری شده و این موضوع باعث افزایش میزان آسیب رباط صلیبی قدامی و یکی از علل سندرم درد کشککی رانی می‌باشد [۴۵]. طی پژوهشی که Mohammadi و همکاران [۴۶] با عنوان تأثیر برنامه تمرینات اصلاحی بر قدرت، دامنه حرکتی و عملکرد بسکتبالیست‌های دارای زانوی ضربدری انجام دادند ۳۲ بسکتبالیست مرد دارای زانوی ضربدری پویا را مورد ارزیابی قرار دادند. گروه تمرین به وسیله آزمون‌های ارزیابی دامنه حرکتی، قدرت ایزومتریک و عملکرد مورد آزمون قرارگرفتند. آن‌ها به این نتیجه رسیدن تمرینات اصلاحی نه تنها می‌تواند باعث بهبود معنی‌داری قدرت و دامنه حرکتی مفاصل تحتانی و فوقانی زانو و عملکرد شود، بلکه به‌نظر می رسد بتواند به پیش‌گیری از آسیب‌های ناشی از والگوس زانو طی فعالیت‌های عملکردی در اندام تحتانی نیز کمک کند. بررسی عملکرد و فعالیت عضلات می‌تواند در درک بهتر اثرگذاری تمرینات کمک کننده باشد که عدم ثبت این فعالیت در پژوهش حاضر از محدودیت‌هایی است که می‌توان ذکر کرد. پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آتی جهت فهم بهتر تأثیر تمرینات بر عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی جهت ثبت فعالیت‌های الکتریکی استفاده شود.

نتیجه‌گیری

تمرینات اصلاحی منتخب با استفاده از تراباند توانستند زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی طی فاز هل دادن را طی پس آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش دهند. افزایش این مؤلفه به علت افزایش مدت زمان و میزان برخورد پا با سطح بوده است که این امر نیروهای وارده بر پا را کاهش می‌دهد. سایر مؤلفه‌ها تأثیر چندانی را پس از اعمال تمرینات اصلاحی نشان ندادند که احتمالاً به دلیل کوتاه بودن مدت زمان برگذاری تمرینات اصلاحی توسط بیماران و یا به علت تعداد کم جلسات تمرینی در هفته بوده باشد. با افزودن تمرینات متنوع‌تر و همین‌طور افزایش کارآیی تمرینات در

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-26]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.3.8]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.661]

افراد دارای زانوی ضربدری می‌توان در بهبود و یا پیش‌گیری خطرات ناشی از عوامل ثانویه عارضه زانوی ضربدری نتایج بهتری به‌دست آورد.

تشکر و قدردانی

از تمامی آزمودنی‌ها که در آزمون شرکت کرده و در تمرینات حضور داشتند و همکارانی که ما را در انجام امور آزمایشگاهی این پژوهش یاری نمودند کمال تشکر و قدردانی را داریم. هم‌چنین از معاونت پژوهشی دانشگاه محقق اردبیلی که تأمین کننده مالی اجرای پژوهش حاضر بودند، متشکریم.

References

[1] Myer GD, Ford KR, Foss KDB, Goodman A, Ceasar A, Rauh MJ, et al. The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. *Clin Biomech* 2010; 25(7): 700-7.

[2] Fox AS, Bonacci J, McLean SG, Spittle M, Saunders N. What is normal? Female lower limb kinematic profiles during athletic tasks used to examine anterior cruciate ligament injury risk: a systematic review. *SPORTS MED* 2014; 44(6): 815-32.

[3] Sundaram B, Doshi M, Pandian JS. Postural stability during seven different standing tasks in persons with chronic low back pain–A cross-sectional study. *Indian J Physiother Occup Ther* 2012; 6(2): 22-7.

[4] Bonet BS, Quintanar AR, Alavés MB, Martínez JO, Espino MH, Pérez-Lescure FP, editors. Presence of genu valgum in obese children: cause or effect? *An Pediatr (Barc)* (Barcelona, Spain: 2003); 2003; 232-5.

[5] Chappell JD, Creighton RA, Giuliani C, Yu B, Garrett WE. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med* 2007; 35(2): 235-41.

[6] Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt Jr 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.

[7] Ribeiro F, Oliveira J. Effect of physical exercise and age on knee joint position sense. *Arch Gerontol Geriatr* 2010; 51(1): 64-7.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-26]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.3.8]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.661]

[8] Namavarian N, Rezasoltani A, Rekabizadeh M. A study on the function of the knee muscles in genu varum and genu valgum. *J Mod Rehabil* 2014; 8(3): 27-35.

[9] McNair PJ, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction *Br J Sports Med* 2000; 34(4): 293-296.

[10] Akhavi Rad S, Barzi 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. [Farsi].

[11] Vaishya R, Shah M, Agarwal AK, Vijay VJ. Growth modulation by hemi epiphysiodesis using eight-plate in Genu valgum in Paediatric population. *J Clin Orthop Trauma* 2018; 9(4): 327-33.

[12] Mohammadi V, Letafatkar A, Sadeghi H, Jafarnezhadgero A, Hilfiker R. The effect of motor control training on kinetics variables of patients with non-specific low back pain and movement control impairment: Prospective observational study. *J Bodyw Mov Ther* 2017; 21(4): 1009-16.

[13] Ruivo R, Carita A, Pezarat-Correia P. The effects of training and detraining after an 8 month resistance and stretching training program on forward head and protracted shoulder postures in adolescents: randomised controlled study. *Man Ther* 2016; 21: 76-82.

[14] Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, McCrum C, Karamanidis K. Effects of Corrective Training on Drop Landing Ground Reaction Force Characteristics and Lower Limb Kinematics in Older Adults With Genu Valgus: A Randomized Controlled Trial. *J Aging Phys Act* 2019; 27(1): 9-17.

[15] Jafarnezhadgero A, Sorkhe E. Effects of Corrective Training on Frequency Spectrum of Drop Landing Ground Reaction Force in Older Adults with Genu Valgus. *Iranian J Ageing* 2020; 14(4): 494-509.

[16] Andersen LL, Andersen CH, Mortensen OS, Poulsen OM, Bjørnlund IBT, Zebis MK. Muscle activation and perceived loading during rehabilitation exercises: comparison of dumbbells and elastic resistance. *Phys Ther* 2010; 90(4): 538-49.

[17] Becker J. Effectiveness of the StreetStrider as an exercise modality for healthy adults. *PhD Thesis* 2011; 24-8.

[18] Page P, Ellenbecker TS. Strength band training. *J Hum Kinet* 2019; 14(3): 2-10.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-26]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.3.8]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.661]

[19] Lagally KM, Robertson RJ. Construct validity of the OMNI resistance exercise scale. *J Strength Cond Res* 2006; 20(2): 252-9.

[20] Clarkson PM, Hubal MJ. Exercise-induced muscle damage in humans. *Am J Phys Med Rehabil* 2002; 81(11): 52-69.

[21] Kamonseki DH, Gonçalves GA, Liu CY, Júnior IL. Effect of stretching with and without muscle strengthening exercises for the foot and hip in patients with plantar fasciitis: A randomized controlled single-blind clinical trial. *Man Ther* 2016; 23: 76-82.

[22] 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.

[23] Valizade Orang A, Jafarnezhadgero A, Ghane G, Ghorbanloo F. The effect of using a knee brace on the ground reaction forces, impulse, loading rate and free moment during landing in athletes with anterior cruciate ligament injuries. *JAP* 2019; 9(4): 66-77. [Farsi].

[24] Jafarnezhadgero 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. [Farsi]

[25] Cohen J. Statistical power analysis for the behavior science. Lawrance Eribaum Association. 1988.

[26] Williams III DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *J Appl Biomech* 2001; 17(2): 153-63.

[27] Rabiei M, JafarnejhadgroT, Binabaji H, Hosseininejad E, Anbarian M. Assessment of postural response after sudden perturbation in subjects with genu valgum. *J Shahrekord Univ Med Sci* 2012; 14(2): 90-100. [Farsi].

[28] Hayashi D, Englund M ,Roemer FW, Niu J, Sharma L, Felson DT, et al. Knee malalignment is associated with an increased risk for incident and enlarging bone marrow lesions in the more loaded compartments: the MOST study. *Osteoarthritis Cartilage* 2012; 20(11): 1227-33.

[29] Leuty PM. Understanding the effects of progressive fatigue on impact landing force and knee joint mechanics, during the landing phase of continuous maximal vertical jumps. *Electronic Theses and Dissertations*. 2016.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-26]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.3.8]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.661]

[30] Kijowski R, Sanogo ML, Lee KS, Muñoz del Río A, McGuine TA, Baer GS, et al. Short-term clinical importance of osseous injuries diagnosed at MR imaging in patients with anterior cruciate ligament tear. *Radiology* 2012; 264(2): 531-41.

[31] Frobell R, Le Graverand M-P, Buck R, Roos E, Roos H, Tamez-Pena J, et al. The acutely ACL injured knee assessed by MRI: changes in joint fluid, bone marrow lesions, and cartilage during the first year. *Osteoarthritis Cartilage* 2009; 17(2): 161-7.

[32] Quatman CE, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Maturation leads to gender differences in landing force and vertical jump performance: a longitudinal study. *Am J Sports Med* 2006; 34(5): 806-13.

[33] Kulin RM, Jiang F, Vecchio KS. Effects of age and loading rate on equine cortical bone failure. *J Mech Behav Biomed Mater* 2011; 4(1): 57-75.

[34] Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics, 2E: Human Kinetics; 2013; 80-150.

[35] Almosnino S, Kajaks T, Costigan PA. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. *BMC Sports Sci Med Rehabilitation* 2009; 10(1): 12-19.

[36] Yang P-F, Sanno M, Ganse B, Koy T, Brüggemann G-P, Müller LP, et al. Torsion and antero-posterior bending in the in vivo human tibia loading regimes during walking and running. *PLoS One* 2014; 9(4): e94525.

[37] Milner CE, Davis IS, Hamill J. Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. *J Biomech* 2006; 39(15): 2819-25.

[38] Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods* 2007; 39(2): 175-91.

[39] Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. *Gait Posture* 2017; 53: 236-40.

[40] Barrios JA, Heitkamp CA, Smith BP, Sturgeon MM, Suckow DW, Sutton CR. Three-dimensional hip and knee kinematics during walking, running, and single-limb drop landing in females with and without genu valgum. *Clin Biomech* 2016; 31: 7-11.

[41] Rabiei M, Jafarnejhad-Gre T, Binabaji H, Hosseininejad E, Anbarian M. Assessment of postural response after sudden perturbation in subjects with

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-26]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.3.8]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.661]

genu valgum. *J Shahrekord Univ Med Sci* 2012; 14(2): 90-100. [Farsi].

[42] Brouwer G, Tol AV, Bergink A, Belo J, Bernsen R, 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.

[43] Felson DT, Niu J, Gross KD, Englund M, Sharma L, Cooke TDV, et al. Valgus malalignment is a risk factor for lateral knee osteoarthritis incidence and progression: findings from the Multicenter Osteoarthritis Study and the Osteoarthritis Initiative. *Arthritis Rheum* 2013; 65(2): 355-62.

[44] Nia FR, Daneshmandi H, Irandoust K. Prevalence of genu valgum in obese and underweight girls. *World J Sport Sci* 2008; 1(1): 27-31.

[45] DeMorat G, Weinhold P, Blackburn T, Chudik S, Garrett W. Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med* 2004; 32(2): 477-83.

[46] Mohammadi H, Daneshmandi H, Alizadeh MH. Effect of Corrective Exercises Program on Strength ،ROM, and Performance in Basketball Players with Dynamic Knee Valgus. *J Rehab Med* 2019; 8(3): 29-41. [Farsi].

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-26]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.3.8]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.661]

The Effect of Corrective Exercises Using Thera-Band on Components of Ground Reaction Force in Boy Students with Genu Valgum during Running: A Clinical Trial Study

F. Ghorbanlou[1], A. A. Jafarnezhadgero[2], A. Valizade Orang[3]

Received: 12/03/2020 Sent for Revision: 28/06/2020 Received Revised Manuscript: 02/08/2020 Accepted: 03/08/2020

Background and Objectives: Knee joint, like other joints in the body, is affected by defects, injuries and diseases. Genu valgum is one of the most common lower limb complications. The purpose of the present study was to determine the effects of corrective exercises using Thera-Band on components of ground reaction force in boy students with genu valgum during running.

Materials and Methods: The present study was a clinical trial. 24 male students (20-30 years old) were randomly divided into control and experimental groups. The present study was conducted at University of Mohaghegh Ardabili Health and Wellness Center in 2019. Corrective exercises were performed for 8 weeks using Thera-band for the experimental group. The control group did not receive any treatment intervention during this period. The ground reaction forces were recorded by a force plate. Data were analyzed using repeated measures ANOVA.

Results: The results of this study showed a significant difference in the time to peak in the vertical direction during the push off phase of the experimental group (5.17%) ($p=0.030$, $d=0.589$). In the experimental group, the other components of ground reaction forces did not demonstrate any significant effect during post-test than that in the pre-test ($p>0.05$).

Conclusion: The selected corrective exercises using the Thera-band were able to increase the time to peak of the vertical force during the push off phase during the post-test compared to the pre-test. This increase was probably due to the longer contact of foot with the surface, which reduces the amount of force applied to the foot.

Key words: Corrective exercises, Thera-band, Ground reaction forces, Genu valgum, Running

Funding: This study was funded by University of Mohaghegh Ardabili.

Conflict of interest: None declared.

Ethical approval: The Ethics Committee of Ardabil University of Medical Sciences approved the study (IR-ARUMS-REC-1397-091).

How to cite this article: Ghorbanlou F, Jafarnezhadgero A A, Valizade Orang A. The Effect of Corrective Exercises Using Thera-Band on Components of Ground Reaction Force in Boy Students with Genu Valgum during Running: A Clinical Trial Study. *J Rafsanjan Univ Med Sci* 2020; 19 (7): 661-76. [Farsi]

1- MSc in Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran, ORCID: 0000-0002-1118-332x

2- Assistant Prof. of Sport Biomechanics, Dept. of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran, ORCID: 0000-0002-2739-4340

(Corresponding Author) Tel: (045) 31505649, Fax: (045) 31505649, E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

3- Assistant Prof. of Sport Physiology, Dept. of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran, ORCID: 0000-0002-2739-424x

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-26]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.3.8]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.661]