مقاله پژوهشی
مجله دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان
دوره ۲۱، خرداد ۱۴۰۱، ۳۴۲-۳۲۷

تأثیر یک دوره تمرین با باند الاستیکی بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در دانشجویان پسر دارای زانوی ضربدری طی دویدن: یک مطالعه کارآزمایی بالینی

فرشاد قربانلو[۱]، امیر علی جعفرنژاد گرو[۲]، احسان فخری میرزانق[۳]

دریافت مقاله: ۱۴۰۰/۱۲/۱۱ ارسال مقاله به نویسنده جهت اصلاح: ۱۴۰۰/۱۲/۱۷ دریافت اصلاحیه از نویسنده: ۱۴۰۱/۰۳/۰۱ پذیرش مقاله: ۱۴۰۱/۰۳/۰۲

چکیده

زمینه و هدف: زانوی ضربدری (ژنووالگوم یا پای ضربدری) عارضه‌ای است که در آن ران‌ها به سمت داخل زاویه پیدا می‌کنند و زانوها با یک‌دیگر تماس می‌یابند، در حالی که قوزک‌ها از هم دور می‌شوند. هدف از پژوهش حاضر تعیین تأثیر برنامه تمرینی با باند الاستیکی بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در افراد با زانوی ضربدری طی دویدن بود.

مواد و روش‌ها: پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی بود. این پژوهش در سال ۱۳۹۸ در دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد. ۲۴ دانشجوی پسر دارای زانوی ضربدری (۲۰-۳۰ سال) به صورت تصادفی در دو گروه کنترل (۱۲ نفر) و تجربی (۱۲ نفر) قرار گرفتند. تمرینات اصلاحی به مدت ۸ هفته با استفاده از باند الاستیکی توسط گروه تجربی اجرا شد. گروه کنترل هیچ‌گونه فعالیت ورزشی منظمی را طی ۸ هفته نداشتند. فعالیت الکتریکی عضلات منتخب به‌وسیله دستگاه الکترومایوگرافی ثبت شد. جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون t مستقل و زوجی استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج پژوهش نشان داد طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله راست‌رانی ($p=۰/۰۲۸$، $d=۲/۴۹۵$) و عضله نیمه وتری ($p=۰/۰۱۹$، $d=۱/۶۸۲$)، افزایش معنی‌داری را پس از اعمال تمرینات دارا می‌باشد.

نتیجه‌گیری: افزایش میانه فرکانس پهن داخلی در افراد زانوی ضربدری، بهبود پایداری مفصل زانو را به دنبال خواهد داشت. با این وجود، برای تأیید بهتر این موضوع، نیاز به انجام پژوهش‌های بیش‌تری می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: تمرین، باند الاستیکی، زانوی ضربدری، عضلات اندام تحتانی، فعالیت الکتریکی

۱- کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیو مکانیک ورزشی دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲- (نویسنده مسئول) دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیو مکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
تلفن: ۳۳۵۱۲۹۰۲-۰۴۵، دورنگار: ۳۳۵۱۲۹۰۲-۰۴۵، پست الکترونیکی: amiralijafarnezhad@gmail.com
۳- کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیو مکانیک ورزشی دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-07-05]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1401.21.3.5.6]
[DOI: 10.52547/jrums.21.3.327]

مقدمه

مفصل زانو یکی از مهم‌ترین مفاصل پایین تنه است و نقش بسیار مهمی در حمایت از بدن و انتقال وزن آن در فعالیت-های مختلف دارد. با این حال، حمایت و ثبات آن بیش‌تر توسط عضلات و رباط‌های اطراف آن تأمین می‌شود و تقریباً هیچ عامل استخوانی در تثبیت آن نقشی ندارد. بنابراین این مفصل یکی از آسیب‌پذیرترین مفاصل بدن است [۱]. آسیب رباط صلیبی قدامی (Anterior cruciate ligament; ACL) ممکن است با ژنوواروم همراه باشد. چند نشانه وجود دارد که در آن تغییر شکل واروس را می‌توان در زمان بازسازی ACL اصلاح کرد. هم‌چنین، بیان شده است که عارضه ژنوواروم بیش‌تر از استخوان درشت‌نی منشاء می‌گیرد و وجود هم‌زمان آسیب ACL و ژنوواروم در اندام تحتانی غیرمعمول می‌باشد [۲].

عارضه زانوی ضربدری یکی از شایع‌ترین ناهنجاری‌های اندام تحتانی می‌باشد [۳] که راستای طبیعی اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار می‌دهد. ضربدری شدن غیرطبیعی زانو در اجرای ورزش‌های مختلف با برخی از آسیب‌های شایع زانو نظیر آسیب رباط‌های حمایت‌کننده مانند رباط متقاطع قدامی و نیز آسیب و درد سندرم کشککی‌رانی مرتبط است [۴]. با افزایش ضربدری شدن زانو، تنش در مفصل کشککی رانی خارجی افزایش یافته و این تنش‌ها باعث درد و بی‌ثباتی مفصل زانو و در نهایت باعث ایجاد ساییدگی در این مفصل می‌شود [۵]. هم‌چنین، طی مطالعه‌ای نشان داده شد افراد مبتلا به عارضه زانوی ضربدری در طی اجرای حرکت اسکات در مقایسه با افراد سالم همراه با چرخش داخلی مفصل ران در درجه‌های ۱۵، ۳۰ و ۴۵ فعالیت بیش‌تر عضله سرینی را دارند. از این اطلاعات برای کمک به استراتژی پیش‌گیری از آسیب با انتخاب وضعیت اسکوات می‌توان استفاده نمود [۵]. علاوه بر این، افزایش فشار جانبی در افراد مبتلا به زانوی ضربدری ممکن است خط ثقل اندام تحتانی را مختل کند و به تعادل ایستا و پویا انسان آسیب و بر توانایی آن‌ها تأثیر بگذارد [۱]. با ادامه یافتن عارضه زانوی ضربدری در مبتلایان به این عارضه، نشان داده شده است که نیروهای متغیر اعمال شده به مفصل زانو باعث جا به جایی در خط نیرو به سمت مرکز مفصل زانو (تیبیای فمورال) می‌شود و فشار روی مفصل داخلی را افزایش می‌دهد. در نتیجه، نیروی واکنش مشترک در سطح داخلی ۳ تا ۵ برابر قسمت خارجی مفصل می‌شود و این افزایش در قسمت داخلی کمپارتمان می‌تواند باعث ایجاد آرتروز در مفصل زانو شود [۶].

مطالعات قبلی اثرات مثبتی از برنامه‌های تمرین اصلاحی با مقدار مناسب برای بهبود اختلالات عضلانی-اسکلتی را نشان داده‌اند [۸-۷]. اصول برنامه‌های اصلاحی بر پایه کشش عضلات کوتاه شده و تقویت عضلات ضعیف شده در یک بخش بنا شده است. انجام تمرینات با استفاده از باندهای الاستیک از روش‌های جدید افزایش قدرت در عضلات ضعیف شده می‌باشد. ترابند به باندهای کشی گفته می‌شود که دارای پهنا، مقاومت و طول مختلفی هستند. این نوع باندها به‌عنوان ابزاری جهت افزایش قدرت و افزایش سازگاری‌های فیزیولوژیکی در تمرینات مقاومتی مورد

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-07-05]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1401.21.3.5.6]
[DOI: 10.52547/jrums.21.3.327]

استفاده قرار می‌گیرند. نوارهای باند الاستیکی (Thera-Band, Akron, Ohio, USA) از مقاومت پایین تا مقاومت بالا به ترتیب (زرد، بنفش، سبز، آبی، سیاه، و نقره‌ای) جهت اجرای تمرینات مقاومتی مورد استفاده قرار می‌گیرند [۹]. پژوهش‌های بسیاری به بررسی تأثیر تمرینات با استفاده از تراباند پرداخته‌اند و به نتایج مطلوبی دست یافته‌اند. در پژوهشی به بررسی این‌که آیا اجرای تمرینات با باند الاستیکی در تعادل قدرت عضله زانو تأثیر دارد یا خیر؟ پرداخته شده است. در این مطالعه ۲۷ مرد فوتبالیست حرفه ای را تحت تمرینات مقاومتی با استفاده از تراباند قرار دادند که ۱۳ فوتبالیست در گروه تمرین و ۱۴ فوتبالیست در گروه کنترل قرار گرفتند. تمرینات به مدت ۱۰ هفته و بر هر دو پای برتر و غیربرتر اعمال شد و نتایج مثبت و اثرگذاری بر هر دو پا در گروه تمرین مشاهده شد. از این رو روشی که بتوان به وسیله آن تأثیر این نوع تمرینات را بر روی عملکرد عضلات بررس کرد، بینش صحیحی را از انجام این نوع تمرینات می‌دهد [۱۰].

الکترومایوگرافی علمی است که به بررسی فعالیت‌های عضلات طی حرکات مختلف می‌پردازد. دستگاه الکترومایوگرام توسط الکترودهایی که روی عضلات قرار داده می‌شود پتانسیل یونی را به پتانسیل الکتریکی تبدیل می‌کند و با ثبت این سیگنال‌ها فعالیت عضلات را بررسی می‌کند. گزارش شده است که در مبتلایان به زانوی پرانتزی سطح مقطع نسبی عضله پهن داخلی بیش‌تر از افراد سالم و بیش‌تر از افراد مبتلا به زانوی ضربدری بود در حالی‌که در مبتلایان به زانوی ضربدری سطح مقطع نسبی عضله پهن خارجی و عضله راست‌رانی بیش‌تر از افراد سالم و بیش‌تر از افراد مبتلا به زانوی ضربدری بود [۱۱]. به نظر می‌رسد بررسی تأثیر تمرینات بر عضلات با استفاده از الکترومایوگرام می‌تواند روشی مناسب باشد. از این رو هدف از پژوهش حاضر تعیین تأثیر برنامه تمرینی با باند الاستیکی بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در دانشجویان پسر دارای زانوی ضربدری طی دویدن می‌باشد.

مواد وروش‌ها

پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی با کد کارآزمایی IRCT20181223042082N1 بود. این مطالعه در سال ۱۳۹۸ در دانشگاه محقق اردبیلی انجام شده است. جامعه آماری پژوهش حاضر، افراد دارای زانوی ضربدری شهرستان اردبیل بودند. نرم‌افزار G*Power نشان داد که حداقل تعداد آزمودنی مورد نیاز با اندازه اثر ۰/۷، سطح معناداری ۰/۰۵ و توان آماری ۰/۸ جهت ورود به پژوهش حاضر ۱۰ نفر در هر گروه می‌باشد [۱۲]. تعداد ۲۴ پسر دارای زانوی ضربدری از دانشجویان دانشگاه محقق اردبیلی داوطلب شرکت در پژوهش شدند و به صورت تصادفی توسط یک فرد خارج از مطالعه در دو گروه تمرین و گروه کنترل قرار گرفتند.

ویژگی‌های دموگرافیک و آنتروپومتریک آزمودنی‌ها شامل سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی در جدول ۱ آورده شده است. تصادفی‌سازی گروه‌ها به این صورت بود که نام تمامی آزمودنی‌ها را بر روی برگه‌های کوچک نوشته و داخل یک کیسه انداخته و سپس نام‌ها از داخل کیسه بیرون آورده شد.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-07-05]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1401.21.3.5.6]
[DOI: 10.52547/jrums.21.3.327]

هر آزمودنی که نام آن در اعداد فرد بیرون آمد در گروه کنترل قرار گرفت و هر فرد که نام آن در اعداد زوج بیرون آمد، در گروه تمرین قرار گرفت. هم‌چنین پژوهش حاضر یک سوکور بود. کورسازی این‌گونه انجام شد که آزمون دهنده‌ها و آزمون‌گیرنده در جریان آزمون قرار نداشتند. برای ارزیابی میزان والگوس افزایش یافته زانو از کولیس دیجیتالی (مدل ۱۱۰۸-۱۵۰ اینسایز ساخت کشور چین) استفاده شد. به این صورت که از آزمودنی‌ها خواسته شد در وضعیت آناتومیکی بایستند، سپس فاصله دو قوزک داخلی پاها با استفاده از کولیس اندازه‌گیری شد. برای اندازه‌گیری وزن از ترازوی دیجیتال (مدل سکا ۷۶۹ ساخت کشور آلمان) در حالت ایستاده و برای اندازه‌گیری قد آمودنی به صورت آناتومیکی از متر نواری استفاده گردید [۱۳].

معیار ورود به پژوهش ابتلاء به زانوی ضربدری ساختاری بود. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه شکستگی، مشکلات عصبی عضلانی، اختلاف طول اندام بیش‌تر از ۵ میلی‌متر، عدم وجود عارضه زانوی ضربدری بود. به علت حذف اثرات فیزیولوژیکی ناشی از فعالیت فیزیکی سنگین و خستگی بر نتایج پژوهش، آزمودنی‌ها از فعالیت سنگین دو روز قبل از آزمون منع شدند. پای برتر همه آزمودنی‌ها سمت راست شناسایی شد. 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 [۱۴]. 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 پس از قرارگیری الکترودها روی عضلات انجام دادند. هر مرحله با سه کوشش صحیح ثبت شد. کوششی صحیح در نظر گرفته شد که سیگنال الکترومایوگرافی تمامی عضلات به صورت صحیح ثبت شده باشد. آزموندنی‌ها در ابتدای هر دو مرحله آزمون به مدت ۱۰ دقیقه مشغول گرم کردن به صورت حرکات کششی و جهشی شدند. پس از اتمام آزمون سرد کردن انجام شد [۱۳].

تمرینات به مدت هشت هفته فقط در گروه تمرین اجرا شد. تمرینات در سالن ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی و در ساعت ۱۰:۰۰ تا ۱۲:۰۰ ظهر انجام می‌شد. فرد تمرین دهنده یک فرد خارج از گروه پژوهش‌گران مطالعه بود. همه افراد گروه تجربی به طور هم‌زمان در جلسات تمرینی شرکت می‌نمودند. 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 [۱۴]. بعد از دوره دو هفته‌ای پروتکل تمرینات کششی، آزمودنی‌ها تمرینات مقاومتی با تراباند را برای مدت ۶ هفته و سه جلسه در هفته اجرا نمودند. آزمودنی‌ها قبل از اجرای تمرینات با 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

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-07-05]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1401.21.3.5.6]
[DOI: 10.52547/jrums.21.3.327]

کردن انجام می‌گردید. به دنبال مرحله سازگاری چهار هفته ای با مقاومتی خارجی با شدت پایین استفاده از نوار ترابند 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 مقاومت هر نوار (بر اساس جدول طول-نیرو باند الاستیکی) از رنگ زرد به بنفش و بالاتر افزایش پیدا می‌نمود [۱۵].

به علت عدم توان اجرای حرکات توسط آزمودنی‌ها در پژوهش حاضر فقط از سه رنگ زرد، بنفش و آبی استفاده شد. به علاوه، 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 [۱۶]. تمرینات کششی و مقاومتی در هر دو پا به صورت هم‌زمان انجام شدند. از آزمودنی‌ها خواسته شد طی جلسات تمرین اصلاحی در هیچ تمرین دیگری شرکت نکنند. پس از اتمام دوره تمرینات اصلاحی پس‌آزمون مشابه پیش‌آزمون از آزمودنی‌ها گرفته شد. به علت حذف اثرات فیزیولوژیک آنی آخرین جلسه تمرینی، پس‌آزمون شش روز پس از آخرین جلسه تمرینی انجام شد [۱۷]. نمونه‌ای از تمرینات کششی عضلات کوتاه شده به شرح زیر بود:

کشش اداکتورهای 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 می شد. 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 چرخش 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 اکستنشن برده و سپس چرخش داخلی در آن ایجاد می‌کرد. تمرین تقویتی عضلات ابداکتور ران: عضلات آبداکتور با سه تمرین تقویت می‌شدند. در وضعیت درازکشیده به پهلو در حالی که اندام بالایی جهت اجرای حرکت آبداکشن در برابر مقاومت استفاده می‌شد. در وضعیت ایستاده و در حرکت گام‌برداری به پهلو درحالی‌که ترابند به قسمت پایین ران متصل بود [۱۸].

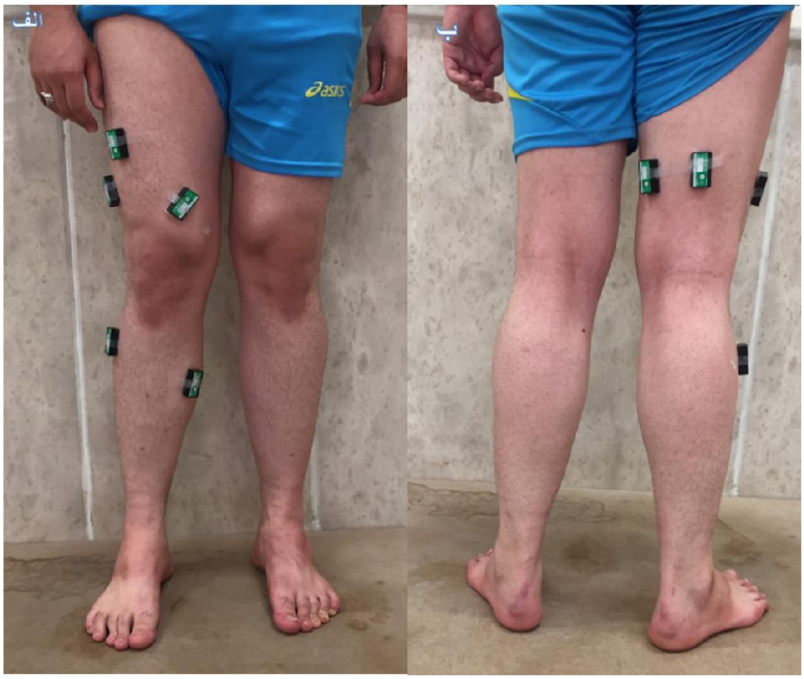
تمرینات تقویتی عضلات چرخش دهنده خارجی ران: این تمرین بر روی عضلات چرخش‌دهنده خارجی ران در حالی‌که آزمودنی بر روی میز با زاویه فلکشن ران ۹۰ درجه نشسته بود، انجام شد.

تمرینات تقویتی عضلات اینورتور پا: عضلات اینورتور در وضعیت درازکشیده به پهلو (با استفاده از نوار مقاومتی) ترابند طی حرکت اینورژن تقویت گردید [۱۸].

گروه کنترل هیچ‌گونه فعالیت ورزشی منظمی را طی ۸ هفته نداشتند. میزان فعالیت عضلات درشت نئی قدامی

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-07-05]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1401.21.3.5.6]
[DOI: 10.52547/jrums.21.3.327]

(Tibialis anterior)، دوقلوی داخلی (Gastrocnemius)، پهن داخلی (Vastus Medialis)، پهن خارجی Vastus (Latlarais)، راست رانی (Rectero Femoris)، دوسررانی (Biceps Femoris)، نیمه وتری (Semi tendinosus) و عضله سرینی میانی (Gluteus Medius) سمت راست طی دویدن ثبت شد. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی بایومتریک (biometrics ltd, UK) ۸ کاناله بی‌سیم و الکترودهای سطحی مدل دو قطبی (ساخت کشور انگلستان) جفت الکترودهای سطحی Ag / AgCl دوقطبی (شکل دایره‌ای با قطر ۱۱ میلی‌متر؛ فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز تا مرکز؛ امپدانس ورودی ۱۰۰ MΩ ؛ نسبت رد شایع حالت > ۱۱۰ دسی‌بل در ۵۰ تا ۶۰ هرتز) استفاده شد (biometrics ltd, UK). فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و هم‌چنین ناچ فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز جهت فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی انتخاب شد [۱۹]. هم‌چنین نرخ نمونه برداری در فعالیت الکتریکی عضلات برابر ۱۰۰۰ Hz قرار گرفت. محل عضلات منتخب و اعمالی مانند تراشیدن محل الکترودگذاری و تمیز کردن با الکل (۷۰ درصد اتانول- C2H5OH) طبق توصیه‌نامه (Surface Electromyography for the Non Invasive Assessment of Muscles; SENIAM) انجام شد، مطابق شکل ۱ [۲۰]. جهت تحلیل طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات از نرم‌افزار Biometrics datalite (biometrics ltd, UK) و روش Frequency spectrum استفاده شد.



شکل ۱- فاصله قوزک‌های داخلی از هم و محل الکترودگذاری روی عضلات از نمای قدامی (الف) و خلفی (ب)

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-07-05]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1401.21.3.5.6]
[DOI: 10.52547/jrums.21.3.327]

تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ انجام شد. نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون Shapiro-Wilk تأیید شد (P>۰/۰۵). آزمون t مستقل جهت بررسی اختلاف ویژگی‌های دموگرافیک و آنتروپومتریک (قد، وزن، سن و شاخص توده بدنی) و هم‌چنین مقایسه میانگین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در دو گروه استفاده شد. از آزمون t زوجی به عنوان آزمون تعقیبی درون گروهی 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 [۲۱]:

$$D = (mean1 - mean2)/(\frac{SD1 + SD2}{2})$$

در این رابطه اگر میزان اندازه اثر، ۰/۲ یا کم‌تر باشد نشان دهنده تغییرات کم، ۰/۵، تغییرات متوسط و ۰/۸، تغییرات بزرگ می‌باشد.

نتایج

ویژگی‌های فردی شرکت کنندگان که شامل سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی (تقسیم وزن به کیلوگرم بر مربع قد به متر) [۲۲] در هر دو گروه کنترل و تجربی در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱- مقایسه میانگین شاخص‌های سن و آنتروپومتریک در دو گروه کنترل و تمرین در دانشجویان پسر دارای زانوی ضربدری در دانشگاه محقق اردبیلی در سال ۱۳۹۸

مشخصات	کنترل (۱۲ نفر)	تمرین (۱۲ نفر)	مقدار p
سن (سال)	۲۳/۱۴ ± ۲/۹۶	۲۱/۷۱ ± ۲/۲۸	۰/۳۴۳
قد (متر)	۱/۸۲ ± ۰/۰۶	۱/۷۶ ± ۰/۰۶	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 t مستقل، p<۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار

جدول ۲، نشان دهنده میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات طی پیش‌آزمون در دو گروه کنترل و تجربی می‌باشد. یافته‌ها هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را بین پیش‌آزمون طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات دو گروه نشان نداد (p>۰/۰۵).

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-07-05]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1401.21.3.5.6]
[DOI: 10.52547/jrums.21.3.327]

جدول ۲- میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس (هرتز) فعالیت الکتریکی عضلات طی پیش‌آزمون دویدن در دو گروه کنترل و تمرین در دانشجویان پسر دارای زانوی ضربدری در دانشگاه محقق اردبیلی در سال ۱۳۹۸

عضلات	کنترل (۱۲ نفر)	تمرین (۱۲ نفر)	مقدار t	مقدار p
درشت نئی قدامی	۱۰۸/۶۴ ± ۲/۸۴	۱۰۱/۱۰ ± ۷/۳۶	-۱/۴۳۸	۰/۱۷۲
دوقلو داخلی	۷۹/۸۴ ± ۵/۱۲	۸۰/۹۷ ± ۹/۷۳	-۰/۲۱۶	۰/۸۳۳
پهن خارجی	۵۹/۳۶ ± ۶/۱۱	۵۷/۸۷ ± ۳/۸۶	-۰/۰۲۵	۰/۹۸۰
پهن داخلی	۵۴/۷۲ ± ۲/۷۶	۵۴/۰۱ ± ۷/۶۷	-۰/۲۰۴	۰/۸۴۳
راست رانی	۵۸/۳۱ ± ۲/۷۹	۴۷/۲۹ ± ۵/۶۲	-۱/۶۲۵	۰/۱۱۲
دوسر رانی	۸۲/۷۶ ± ۶/۵۵	۷۹/۵۹ ± ۸/۳۶	-۰/۶۵۱	۰/۵۲۶
نیمه وتری	۵۹/۴۳ ± ۷/۸۳	۶۱/۷۶ ± ۹/۵۲	-۰/۰۰۴	۰/۹۹۷
سرینی میانی	۳۸/۰۲ ± ۴/۹۴	۳۹/۳۱ ± ۶/۸۲	-۱/۱۰۲	۰/۲۹۰

آزمون t مستقل، p<۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار

جدول ۳، نشان دهنده میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات طی پس‌آزمون دو گروه کنترل و تمرین می‌باشد. نتایج هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را بین پس‌آزمون دو گروه در مقایسه با یکدیگر نشان نداد (p>۰/۰۵). نتایج آزمون تعقیبی در گروه تمرین نشان داد طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله راست‌رانی به اندازه ۳۴/۴۷ درصد افزایش را نسبت به پیش‌آزمون نشان داده است (p=۰/۰۲۸، d=۲/۴۹۵). هم‌چنین، طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله نیمه وتری افزایش معنی‌داری را به اندازه ۳۲/۲۳ درصد نشان داد (p=۰/۰۱۹، d=۱/۶۸۲). در گروه کنترل، تغییرات معنی‌داری در طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله راست‌رانی و طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله نیمه وتری مشاهده نشد (p>۰/۰۵).

جدول ۳- میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس (هرتز) فعالیت الکتریکی عضلات پس‌آزمون دویدن بین دو گروه کنترل و تمرین در دانشجویان پسر دارای زانوی ضربدری دانشگاه محقق اردبیلی در سال ۱۳۹۸

عضلات	کنترل (۱۲ نفر)	تمرین (۱۲ نفر)	مقدار t	مقدار p
درشت نئی قدامی	۱۱۵/۱۲ ± ۴/۵۲	۱۰۵/۶۸ ± ۹/۵۶	۱/۲۱۹	۰/۲۸۳
دوقلو داخلی	۸۱/۲۰ ± ۴/۷۲	۸۷/۹۷ ± ۴/۹۸	۰/۷۵۶	۰/۳۹۴
پهن خارجی	۵۹/۸۸ ± ۵/۸۷	۶۲/۳۰ ± ۵/۵۲	۳/۵۰۰	۰/۰۷۶
پهن داخلی	۵۰/۲۲ ± ۵/۷۱	۵۵/۶۱ ± ۱۰/۲۱	۱/۶۹۳	۰/۲۰۸
راست رانی	۵۴/۷۳ ± ۵/۶۲	۵۰/۶۶ ± ۷/۵۰	۱/۵۶۸	۰/۲۲۵
دوسر رانی	۸۳/۲۰ ± ۸/۰۷	۷۹/۲۸ ± ۸/۹۴	۰/۳۵۲	۰/۵۶۰
نیمه وتری	۵۹/۷۸ ± ۹/۶۹	۶۱/۲۱ ± ۱۳/۶۰	۰/۲۰۳	۰/۶۵۷
سرینی میانی	۴۵/۳۷ ± ۳/۰۸	۴۵/۶۱ ± ۳/۵۲	۰/۵۶۰	۰/۴۶۳

آزمون t مستقل، p<۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-07-05]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1401.21.3.5.6]
[DOI: 10.52547/jrums.21.3.327]

جدول ۴، نشان دهنده میانگین تغییرات پس‌آزمون و پیش آزمون فعالیت الکتریکی عضلات طی دویدن در دو گروه کنترل و تمرین می‌باشد. نتایج نشان داد که میانگین تغییرات فعالیت الکتریکی عضله پهن داخلی در گروه تمرین در مقایسه با گروه کنترل بیش‌تر است (p=۰/۰۲۷). میانگین تغییرات فعالیت الکتریکی سایر عضلات، اختلاف معنی‌داری را بین دو گروه نشان نداد (p>۰/۰۵).

جدول ٤- میانگین و انحراف استاندارد تغییرات (پیش‌آزمون-پس‌آزمون) طیف فرکانس (هرتز) فعالیت الکتریکی عضلات طی دویدن بین دو گروه کنترل و تمرین در دانشجویان پسر دارای زانوی ضربدری دانشگاه محقق اردبیلی در سال ۱۳۹۸

عضلات	کنترل (۱۲ نفر)	تمرین (۱۲ نفر)	مقدار p
درشت نئی قدامی	۶/۴۸ ± ۳/۱۴	۴/۵۸ ± ۸/۰۳	۰/۶۰۶
دوقلو داخلی	۱/۳۵ ± ۴/۲۷	۷/۰۱ ± ۶/۲۲	۰/۰۵۴
پهن خارجی	۰/۵۲ ± ۵/۰۱	۴/۴۳ ± ۴/۵۱	۰/۰۸۳
پهن داخلی	-۴/۵۰ ± ۳/۸۹	۱/۶۲ ± ۶/۶۵	۰/۰۲۷
راست رانی	-۳/۵۸ ± ۵/۲۱	۳/۳۷ ± ۶/۶۸	۰/۰۷۹
دوسر رانی	۰/۴۵ ± ۷/۲۱	-۰/۳۱ ± ۸/۵۴	۰/۷۵۱
نیمه وتری	۰/۳۵ ± ۸/۰۱	-۰/۵۵ ± ۱۰/۱۲	۰/۶۴۹
سرینی میانی	۷/۶۵ ± ۳/۶۱	۶/۳۰ ± ۴/۵۴	۰/۷۸۷

آزمون t مستقل، p<۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار

بحث

هدف از پژوهش حاضر تعیین تأثیر هشت هفته تمرین با تراباند بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در افراد زانوی ضربدری طی دویدن بود. نتایج در گروه تمرین نشان داد طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله راست‌رانی افزایش معنی‌داری را نسبت به پیش‌آزمون داشته است. هم‌چنین طیف فرکانس عضله نیمه وتری نیز افزایش معنی‌داری را طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد.

عضلاتی که در اطراف مفصل زانو قرار دارند برحسب عملکردشان به دو دسته کلی عضلات خم‌کننده و بازکننده تقسیم می‌شوند. عضلاتی که در باز کردن مفصل زانو نقش دارند، عضلات کشنده پهن نیام و چهار سر رانی هستند و عضلاتی که در خم کردن مفصل زانو نقش دارند، عضلات همسترینگ، رکبی، دوقلو، خیاطه و راست داخلی می‌باشند [۲۳]. به طور کلی ۹۸ درصد سطح مقطع عضلانی اطراف زانو را عضلات چهار سر رانی، همسترینگ و دوقلو تشکیل می‌دهند [۲۴]. گروه عضلات چهارسر رانی از چهار عضله راست‌رانی، پهن‌خارجی، پهن‌داخلی و پهن‌میانی تشکیل شده

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-07-05]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1401.21.3.5.6]
[DOI: 10.52547/jrums.21.3.327]

است [۲۵]. در تغییر شکل زانوی ضربدری توانایی گروه عضلات چهارسررانی جهت ایجاد ثبات دینامیک در صفحه فرونتال و ساجیتال تحت تأثیر قرار می‌گیرد [۲۶]. هم‌چنین در این عارضه، فعالیت گروه عضلات چهار سررانی کاهش می‌یابد. در عارضه زانوی ضربدری، بخش اعظم نیروی این عضله صرف کشش استخوان کشکک به سمت داخل می‌شود و میزان کمی از نیروی آن موجب کشش استخوان پاتلا به سمت بالا می‌گردد [۲۷]. با توجه به نتایج به دست آمده طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله راست‌رانی که تنها عضله دو مفصله گروه عضلات چهارسر رانی می‌باشد، افزایش معنی‌داری پس از اعمال تمرینات نشان داد. طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات شاخصی از خستگی عضله طی فعالیت می‌باشد. با توجه به اصل اندازه که بیانگر شرکت تارهای عضلانی در فعالیت‌های مشخص می‌باشد، افزایش طیف فرکانس فعالیت الکتریکی پس از اعمال تمرینات تراباند تأثیر مثبتی در افراد دارای عارضه زانوی ضربدری داشته است. گروه عضلات چهارسر ران، اصلی‌ترین عضلات بازکننده‌ی زانو هستند. انقباض عضله راست‌رانی موجب نزدیک شدن سطوح مفصلی و ایجاد نیروهای فشاری در سطح مفصل زانو می‌شود. قدرت بیش‌تر این عضله طی دویدن موجب ثبات بیش‌تر مفصل زانو و جذب نیروهای وارده به این مفصل می‌شود [۸۲، ۵۲].

Koorosh-fard و همکاران طی پژوهشی با عنوان اثر تمرین اصلاحی فیدبکی بر والگوس زانو و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در اسکات تک پا ۲۳ زن دارای زانوی ضربدری را مورد مطالعه و بررسی قرار دادند. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که یافته‌ها نوعی ضعف عصبی عضلانی را در گروه تمرینی نشان می‌دهد و به دنبال تمرین تا حدی بهبود یافته است، چرا که فعالیت و صرف انرژی کم‌تر عضلانی برای انجام حرکت خاص با کینماتیک مشابه نشان دهنده بهبود کنترل حرکتی یا ایجاد یادگیری است [۲۹]. نتایج پژوهش حاضر نشان داد طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله نیمه وتری پس از اعمال تمرینات افزایش داشت. به نظر می‌رسد تمرین اصلاحی با استفاده از تراباند با کاهش فعالیت عضلانی در حرکات، کاهش خستگی را به دنبال دارد و از آن‌جا که بسیاری از آسیب با خستگی ارتباط دارد، می‌توان گفت با کاهش خستگی احتمالا بروز آسیب نیز کاهش می‌یابد. هر چند شواهدی وجود دارد که این تمرینات باعث تغییرات مثبتی در والگوس زانو و فعالیت عصبی-عضلانی اندام تحتانی می‌شود [۳۱-۳۰].

طی پژوهشی به بررسی تأثیر یک دوره تمرینات کششی و باند الاستیکی بر فاصله فضای زانو و توزیع فشار کف پا در افراد جوان با ژنو واروم در حین راه رفتن پرداختند، یافته-های پژوهش آن‌ها نشان داد که فاصله فضای هر دو زانو قبل و بعد از مداخله تفاوت‌هایی معناداری را نشان می‌دهد. توزیع فشار کف پا در هر دو گروه قبل و بعد از مداخله به جز پای چپ در گروه کششی تغییری نداشت و در نتیجه فاصله زانوها در هر دو گروه به طور قابل توجهی کاهش یافت. این نتایج حاکی از آن بود که تمرینات کششی و تمرینات با باند الاستیکی راه‌های موثری در کاهش ژنواروم هستند [۳۲].

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-07-05]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1401.21.3.5.6]
[DOI: 10.52547/jrums.21.3.327]

زمانی که فعالیت گروه عضلانی چهارسررانی در جهت کنترل پوسچرال دینامیک زانو تحت تأثیر قرار گیرد ممکن است تغییراتی در عملکرد سینرژیستی این عضله هم اتفاق افتد البته تغییرات جبرانی که در مفاصل مچ پا و ساب تالار و تارسال میانی در اثر تغییر وضعیت زانو ایجاد می‌شوند، هم می‌توانند عملکرد آن را در جهت کنترل پوسچر زانو تحت تأثیر قرار دهند [۲۷]. در پژوهش سال ۲۰۲۱ به بررسی فوری حرکت اسکات پرونیشن بر فعالیت عضلات اطراف زانو در افراد دارای عارضه زانو ضربدری پرداختند، نتایج نشان داد تمرینات اسکوات پرونیشن که روی مچ پا اعمال می‌شود به میزان زیادی بر آن‌چه که به یک پای متعادل تبدیل می شود، تأثیر می‌گذارد زیرا فاصله بین زانوها و زاویه Q افزایش می‌یابد. هم‌چنین افزایش فعالیت عضلات پرونئوس‌لونگوس نسبت به عضلات چهارسرران مشاهد شد [۳۳]. مطالعه‌ای که در سال ۲۰۰۱ انجام شد نشان داد افراد مبتلا به عارضه زانوی ضربدری در مقایسه با افراد سالم جهت حفظ پوسچر خود به فعالیت بیش‌تر عضله دوقلو نیاز دارند زیرا این افراد نسبت به افراد سالم، برای کنترل پوسچر دینامیک اندام تحتانی بیش‌تر نیاز دارند که وضعیت مفاصل ساب‌تالار و تارسال میانی را در صفحه‌ی فرونتال کنترل کنند [۲۷]، که با نتایج پژوهش حاضر همسو بود.

در برخی منابع ذکر شده که ضعف همسترینگ خارجی موجب کاهش ثبات سمت خارج زانو می‌شود و بنابراین در زمان تحمل وزن زانوی پرانتزی ایجاد می‌شود و در صورت ضعف همسترینگ داخلی ثبات سمت داخل زانو کاهش یافته و در زمان تحمل وزن زانوی ضربدری ایجاد می‌شود [۲۵]. در حالی که در برخی منابع دیگر گفته می‌شود که ضعف همسترینگ داخلی موجب چرخش خارجی ران و تیبیا و در نتیجه پیش‌رفت تغییر شکل زانوی پرانتزی می-شود و ضعف همسترینگ خارجی، باعث چرخش داخلی ران و تیبیا و بروز تغییر شکل زانوی ضربدری می‌شود [۳۴]. یافته‌های این پژوهش تأثیر معنی‌داری تمرینات را بر عضله دوسر رانی که در افراد زانوی ضربدری را نشان نداد. پژوهش حاضر افزایش طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله راست-رانی را نشان داد. از آن‌جا که عضلات چهارسرران باعث افزایش ثبات مفصلی در زانو و هم‌چنین افزایش تعادل طی حرکات می‌شود با به تأخیر افتادن خستگی در این عضلات در افراد زانوی ضربدری افزایش تعادل را در این افراد به دنبال خواهد داشت. هم‌چنین افزایش فرکانس عضله نیمه وتری که پس از اعمال تمرینات با استفاده از تراباند مشاهده شد کاهش خستگی را به دنبال داشت که می‌توان گفت با کاهش خستگی احتمالا بروز آسیب نیز کاهش می‌یابد.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از مهم‌ترین آن ها می‌توان به عدم حضور جنسیت مؤنث به علت تفاوت آناتومیکی و فیزیولوژیکی و هم‌چنین عدم ثبت سایر متغیر-های کینماتیکی و کینتیکی بر مفاصل اندام تحتانی را اشاره نمود. پیشنهاد می‌شود برای مطالعات آتی گروهی از دختران مبتلا به زانوی ضربدری نیز با پسران مقایسه شوند و اثر تمرینات اصلاحی بر روی آن‌ها بررسی گردد. هم‌چنین، پیشنهاد می‌شود، پاسخ به تمرینات اصلاحی با استفاده از

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-07-05]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1401.21.3.5.6]
[DOI: 10.52547/jrums.21.3.327]

ترابانند در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی نیز با افراد مبتلا به زانوی ضربدری مقایسه شود.

نتیجه‌گیری

از آن‌جا که عضلات چهارسر ران باعث افزایش ثبات مفصلی در زانو و هم‌چنین افزایش تعادل طی حرکات می‌شود، با افزایش میانه فرکانس پهن داخلی در افراد زانوی ضربدری افزایش تعادل را به دنبال خواهد داشت. با این وجود، تأیید بهتر این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیش‌تر دارد.

تشکر و قدردانی

از تمامی شرکت‌کنندگان حاضر در پژوهش و هم‌چنین از حمایت مالی معاونت تحصیلات تکمیلی دانشگاه محقق اردبیلی در اجرای پژوهش حاضر کمال تشکر و قدردانی را داریم.

References

[1] Abrigh S, Moghaddami A. The corrective effect of an NASM based resistance exercise on genu varum deformity in teenage football players. *Dysona Life Sci* 2020; 1(1): 14-9.

[2] Mortazavi SMJ, Noori A, Vosoughi F, Rezaei Dogahe R, Shariyate MJ. Femur originated genu varum in a patient with symptomatic ACL deficiency: a case report and review of literature. *BMC Musculoskelet Disord* 2021; 22(1): 1-8.

[3] Prakash J, Boruah T, Mehtani A, Chand S, Lal H. Experience of supracondylar cheveron osteotomy for genu valgum in 115 adolescent knees. *J Clin Orthop Trauma* 2017: 8(3): 285-92.

[4] 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.

[5] Hatefi M, Babakhani F, Balouchi R, Letafatkar A, Wallace BJ. Squat muscle activation patterns with hip rotations in subjects with genu varum deformity. *Int J Sports Med* 2020; 41(11): 783-9.

[6] Fatahi F, Mongashti Joni Y, Najafi A, Hossein Pour E. Investigating tibialis anterior muscle activity levels in patients with genu varum during single-leg jump-landing task. *Phys Ther* 2018; 7(4): 205-14.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-07-05]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1401.21.3.5.6]
[DOI: 10.52547/jrums.21.3.327]

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-07-05]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1401.21.3.5.6]

[DOI: 10.52547/jrums.21.3.327]

[7] 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.

[8] 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.

[9] Mohammadi V, Letafatkar A, Sadeghi H, Jafarnezhadgero A, Hilfiker R. Muscle activation and perceived loading during rehabilitation exercises: comparison of dumbbells and elastic resistance. *Phys therap* 2010; 90(4): 538-49.

[10] Zait Burak A. Do the exercises performed with a theraband have an effect on knee muscle strength balances? *J Back Musculoskelet Rehabil* 2019; (Preprint): 1-7.

[11] Sogabe A, Mukai N, Shimojo H, Shiraki H, Miyakawa S, Mesaki N, et al. A genu varum effects on each lower extremity muscle activity during legpress exercise. *Jpn J Phys Fit* 2003; 52(3): 275-84.

[12] Jafarnezhadgero AA, Shad M, 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.

[13] Valizadeh Orang A, Ghorbanlou F, Jafarnezhadgero AA, Alipoor Sari Nasirlou M. Effect of knee brace on frequency spectrum of ground reaction forces during landing from two heights of 30 and 50 cm in athletes with anterior cruciate ligament injury. *J Rehabil Med* 2019; 8: 159-68. [Farsi]

[14] Association WM. Ethical principles for medical research involving human subjects. Declaration of Helsinki. http://www. wma. net/e/policy/b3. htm, 2004.

[15] Caplan N, Rogers R, Parr MK, Hayes PR. The effect of proprioceptive neuromuscular facilitation and static stretch training on running mechanics. *J Strength Cond Res* 2009; 23(4): 1175-80.

[16] Thiebaud RS, Loenneke JP, Fahs CA, Rossow LM, Kim D, Abe T, et al. The effects of elastic band resistance training combined with blood flow restriction on strength, total bone-free lean body mass and muscle thickness in postmenopausal women. *Clin Physiol Funct Imaging* 2013; 33(5): 344-52.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-07-05]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1401.21.3.5.6]

[DOI: 10.52547/jrums.21.3.327]

[17] Lagally KM, Robertson R. Construct validity of the OMNI resistance exercise scale. *J Strength Cond Res* 2006; 20(2): 252-5.

[18] Clarkson PM. Hubal MJ. Exercise-induced muscle damage in humans. *Am J Phys Med Rehabil* 2002; 81(11): S52-S69.

[19] Kamonseki DH, Gonçalves GA, Liu CY, Júnior I. 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.

[20] Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 2018; 39: 35-41.

[21] Hermens J, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10(5): 361-74.

[22] Cohen J. Statistical power analysis. *Current directions in psychological science* 1992; 1(3): 98-101.

[23] Alidosti M, Davoodi M. The relationship between body mass index and waist to hip ratio with acute myocardial infarction. *J Endocrinol Metab* 2004; 4(1): 91-8. [Farsi]

[24] Namavarian N, Rezasolta M, Rekabizadeh M. A study on the function of the knee muscles in genu varum and genu valgum. *J Mod Rehabil* 2014; 8(3): 24-32.

[25] Li L, Dennis L, Janene G, Joseph M. The function of gastrocnemius as a knee flexor at selected knee and ankle angles. *J Electromyogr Kinesiol* 2002; 12(5): 385-90.

[26] Cuthbert SC, George J. Goodheart. Muscles, testing and function: with posture and pain. Vol: 103. 1993: williams & wilkins Baltimore, MD.

[27] Yayaei-Rad M. Norasteh A, Shamsi A. The comparison of postural stability in different knee alignment. *J Basic Appl Sci* 2013; 3(7): 322-6.

[28] Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DN. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. *Med Sci Sports Exerc* 2002; 34(7): 1150-7.

[29] Lim B, Hinman R, Wrigley TV, Sharma L, Bennell KL. Does knee malalignment mediate the effects of

quadriceps strengthening on knee adduction moment, pain, and function in medial knee osteoarthritis? A randomized controlled trial. Arthritis Care & Research: *Arthritis Rheumatol* 2008; 59(7): 943-51.

[30] Koorosh-fard N, Rajabi R, Shirzad E. Effect of feedback corrective exercise on knee valgus and electromyographic activity of lower limb muscles in single leg squat. *Rehabilitation* 2015; 16(2): 138-47. [Farsi]

[31] 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 RafsanjanUniv Med Sci* 2019; 17(10): 937-50. [Farsi]

[32] Hoch MC. Weinhandl J. Effect of valgus knee alignment on gait biomechanics in healthy women. *J Electromyogr Kinesiol* 2017; 35: 17-23.

[33] Park SR, Namkoong S. The effect of stretching and elastic band exercises knee space distance and plantar pressure distribution during walking in young individuals with genu varum. *Korean Soc Phys Med* 2017; 12(1): 83-91.

[34] Kim HS, Kim K. Immediate effects of the pronation squat on the genu varum and the muscles around the knee. *J Korean Soc Integr Med* 2021; 9(4): 299-309.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-07-05]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1401.21.3.5.6]
[DOI: 10.52547/jrums.21.3.327]

The Effect of Training with Elastic Band on Electro Myography of Lower Limb Muscles in Genu Valgum Male Students during Running: A Clinical Trial Study

Farshad Ghorbanlou[۱], Amir Ali Jafarnezhadgero[۲], Ehsan Fakhri Mirzanagh[۳]

Received: 02/03/22 Sent for Revision: 08/03/22 Received Revised Manuscript: 22/05/22 Accepted: 23/05/22

Background and Objectives: Genu valgum is a complication in which the hips are angled inward and the knees come in contact with the ankles apart. The purpose of the present study was to investigate the effect of 8 weeks training with elastic band on frequency spectrum of lower limb muscles in genu valgum patients during running.

Materials and Methods: The present study was a clinical trial study. This study was done at University of Mohaghegh Ardabili in 2019. 24 male students (20-30 years old) were randomly divided into control (n=12) and experimental (n=12) groups. Corrective exercises were performed for 8 weeks using elastic band for the experimental group. The control group did not perform any exercise during this period. The electrical activity of selected muscles was recorded by electromyography system. Data were analyzed using independent t-test and paired t-test.

Results: Findings showed a significant increase in the frequency spectrum of rectus femoris (p=0.028; d=2.495) and semitendinosus muscles (p=0.019; d=1.682) after training.

Conclusion: In genu valgus individuals, increasing vastus medialis frequency content could lead to knee joint stability. However, further studies are needed to better establish this issue.

Key words: Training, Elastic band, Genu valgum, Lower limb muscles, Electrical activity

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 Farshad, Jafarnezhadgero Amir Ali, Fakhri Mirzanagh Ehsan. The Effect of Training with Elastic Band on Electro Myography of Lower Limb Muscles in Genu Valgum Male Students During Running: A Clinical Trial Study. *J Rafsanjan Univ Med Sci* 2022; 21 (03): 327-42. [Farsi]

1- MSc in Sport Biomechanics, Dept. of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

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

(Corresponding Author) Tel: (045) 33512902, Fax: (045) 33512902, E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

3- MSc in Sport Biomechanics, Dept. of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-07-05]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1401.21.3.5.6]

[DOI: 10.52547/jrums.21.3.327]