

بررسی تأثیرات ۸ هفته تمرین اصلاحی با باند الاستیکی بر طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین در پسران جوان مبتلابه عارضه زانوی ضربدری طی دویدن: یک مطالعه کارآزمایی بالینی تصادفی

فرشاد قربانلو^۱، امیرعلی جعفرنژادگرو^{۲*}، امیر فتح‌اللهی^۳

تاریخ دریافت ۱۳۹۹/۰۵/۱۸ تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۱۰/۰۱

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: افزایش زاویه والگوس با ایجاد تغییراتی در راستای اندام تحتانی، می‌تواند تغییراتی در راستای مرکز ثقل بدن نسبت به سطح اتکا ایجاد و کنترل تعادل را دچار محدودیت کند. هدف از پژوهش حاضر، بررسی تأثیرات یک دوره تمرینات اصلاحی با استفاده از باند الاستیکی روی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در پسران جوان مبتلابه زانوی ضربدری طی دویدن بود.

مواد و روش کار: پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی بود. ۲۴ دانشجوی پسر مبتلابه زانوی ضربدری (۲۰-۳۰ سال) به صورت تصادفی در دو گروه کنترل و تجربی قرار گرفتند. تمرینات اصلاحی به مدت ۸ هفته با استفاده از باند الاستیکی برای گروه تجربی اجرا شد. نیروهای عکس‌العمل زمین به وسیله دستگاه صفحه نیرو برنک (Bertec Corporation, Columbus, OH) ثبت گردید. جهت تحلیل‌های آماری از نرم‌افزار SPSS V21 و آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری (Repeated measure ANOVA) در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج پژوهش حاضر نشان‌دهنده کاهش مؤلفه میانه فرکانس در راستای قدامی-خلفی گروه تجربی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون بود ($d=۳/۹۲۱$; $P=۰/۰۲۵$). همچنین در گروه تجربی مؤلفه باند فرکانس نیز کاهش معنی‌داری را در راستای قدامی-خلفی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد ($d=۳/۸۴۳$; $P=۰/۰۲۸$).

بحث و نتیجه‌گیری: با توجه به کاهش میانه فرکانس، می‌توان نتیجه گرفت تمرینات اصلاحی مورداستفاده توانسته نیروهای وارده را در جهت قدامی-خلفی کاهش دهد. با کاهش باند فرکانس طی تمرینات اصلاحی نیز مشارکت و فعالیت اجرا حرکتی کاهش یافته است. **کلیدواژه‌ها:** تمرینات اصلاحی، باند الاستیک، طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل، زانوی ضربدری، دویدن

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و یکم، شماره یازدهم، ص ۸۹۳-۸۸۱ بهمن ۱۳۹۹

آدرس مکاتبه: دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. تلفن ثابت: ۰۴۵۳۱۵۰۵۶۴۹، دورنگار: ۰۴۵۳۱۵۰۵۶۴۹

Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

مقدمه

حرکات ایستا و پویا عهده‌دار است و نقش منحصر به فردی نسبت به سایر مفاصل در ایجاد تعادل در اندام تحتانی ایفا می‌کند، دچار نقص‌ها و آسیب‌هایی می‌شود (۵). از شایع‌ترین عارضه‌هایی که در مراجعات به ارتوپدی‌های کودکان مشاهده شده است می‌توان به عارضه ژنووآلگوس یا زانوی ضربدری اشاره کرد (۵). افزایش زاویه ضربدری شدن زانو با ایجاد تغییراتی در راستای طبیعی پاسچر بدنی در اندام تحتانی، به نوبه خود تغییراتی در راستای مرکز ثقل بدن نسبت به سطح اتکا ایجاد و کنترل تعادل را دچار محدودیت می‌کند (۶). همچنین تغییرات زاویه‌ای اندام تحتانی جزو شایع‌ترین

ناهنجاری در اندام تحتانی بیومکانیک حرکات انسان را مختل می‌کند و می‌تواند اثر منفی روی آن‌ها بگذارد که این به علائم ناپایداری منجر می‌شود (۱). برخی پژوهش‌ها نشان داده‌اند راستای اندام تحتانی از عوامل اثرگذار بر حفظ پاسچر هست (۲، ۳). در وضعیت ایستاده طبیعی روی دو پا، محور مکانیکی یا خط تحمل وزن اندام تحتانی، از مرکز مفصل زانو می‌گذرد بطوریکه وزن به صورت مساوی بین کمپارتمان‌های داخلی و خارجی زانو تقسیم می‌شود (۴). از آنجاکه مفصل زانو تحمل وزن و جذب بار را در

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

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

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

شده و تقویت عضلات ضعیف شده در یک بخش بنا شده است. یکی از ابزار تمرینی جدید و در دسترس جهت استفاده در تمرینات اصلاحی باند الاستیکی می‌باشند (۲۴). باند الاستیکی ابزاری ارزان قیمت، قابل حمل و مفید در افزایش قدرت عضلانی بوده و مشکلات استفاده از کارهای مقاومتی با وزنه به ویژه در افراد دارای عارضه را ندارد (۲۵). مداخلات تمرینی از جمله تمرینات مناسب مقاومتی با باند الاستیک برای بهبود قدرت و توانایی حفظ تعادل اندام تحتانی مثبت گزارش شده است و می‌تواند بار بیش از حد به قسمت داخلی زانو را کاهش داده و خطر پیشرفت آسیب ساختاری را نیز کاهش دهد (۲۶). از آنجایی که افراد مبتلا به زانوی ضربدر کاهش زاویه خم شدن مفصل ران، افزایش دور شدن و چرخش خارجی زانو، افزایش نزدیک شدن ران و اختلال در جذب شوک ناشی از نیروهای عکس‌العمل طی حرکاتی نظیر راه رفتن و دویدن هستند (۲۷، ۲۸) به همین دلیل تقویت عضلات آداکتور ران، تقویت عضلات آداکتور زانو، تقویت عضلات سوپیناتور مچ پا و همچنین تمرینات کششی عضلات مخالف آن‌ها از اهمیت بسزایی برخوردار است.

بنابراین، هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثرات یک دوره تمرینات اصلاحی با استفاده از باند الاستیکی بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در پسران جوان مبتلا به زانوی ضربدری طی دویدن می‌باشد.

مواد و روش کار

پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی با کد کارآزمایی (IRCT20181223042082N1) بود. جامعه آماری این پژوهش را افراد دارای زانوی ضربدری شهرستان اردبیل تشکیل دادند. برای نشان دادن حداقل تعداد آزمودنی مورد نیاز از نرم‌افزار (G Power 3.1) استفاده شد که جهت دستیابی به توان آماری ۰/۸ در اندازه اثر برابر با سطح آلفا ۰/۰۵ برابر ۱۰ نفر آزمودنی در هر گروه مشخص شد (۲۹). تعداد ۲۴ پسر دارای زانوی ضربدری از دانشجویان دانشگاه محقق اردبیلی شناسایی و به صورت تصادفی در دو گروه تمرین (۲۰-۳۰ سال) (قد = 176 ± 0.06 متر؛ وزن = $83/35 \pm 1/10$ کیلوگرم و شاخص توده بدنی = $30/23 \pm 3/45$) و گروه کنترل (۲۰-۳۰ سال) (قد = 178 ± 0.12 متر؛ وزن = $80/15 \pm 1/50$ کیلوگرم و شاخص توده بدنی = $25/36 \pm 3/20$) شناسایی و قرار گرفتند. برای ارزیابی میزان زاویه ضربدری افزایش یافته‌ی زانو از کولیس 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 اندازه‌گیری شد. افراد دارای زانوی ضربدری درجه یک (فاصله بین قوزک‌های

عارضه‌های غیرتروماتیک می‌باشد که تمایل به رشد و پیشرفت به سمت خارج مفصل زانو را نشان می‌دهد، زیرا بیشتر بارهای وارده بر زانو در یک بخش یا کمپارتمان وارد می‌شود (۷). در افراد مبتلا به زانوی ضربدری، استخوان‌های درشت‌تنی و ران در بخش داخلی زانو تمایل به جدا شدن از هم را نشان می‌دهند. بنابراین رباط‌های حمایت‌کننده داخلی تحت نیروی کششی قرار گرفته و پیش رفت میزان این تغییر شکل‌ها و درنتیجه افزایش نیرو بر این رباط‌ها ممکن است منجر به ایجاد پارگی در این رباط‌ها شود (۸). همچنین افزایش زاویه ضربدری زانو منجر به افزایش زاویه Q و بردار نیروی جانبی حاصل از آن در طول مفصل زانو می‌شود. این امر باعث می‌شود مفصل زانو به صورت جانبی به طرف دیگر منتقل شود و افزایش فشار جانبی مفصل کشکی-رانی یا بی‌ثباتی جانبی کشکک را ایجاد کند (۹-۱۱). ایجاد زانوی ضربدری می‌تواند به صورت وراثتی، ناشی از چاقی، بیماری نرمی استخوان (راشیتیس)، پارگی رباط‌های زانو و یا ناشی از ضربه باشد. این عارضه باید در سنین کودکی درمان شود، در غیر این صورت با پیشرفت در بزرگسالی نوعی نقص پاتولوژیک نامیده خواهد شد (۱۲). اگرچه بیشتر این موارد به شرایط ساختاری مربوط می‌شود، اما این عارضه به صورت خودبه‌خود بعد از ۸ سالگی بدون مداخله به حالت طبیعی بر خواهد گشت، ولی بعضی از این ناهنجاری‌ها خودبه‌خود اصلاح نمی‌شوند، بلکه نیاز به استفاده از روش‌های درمان است (۱۳-۱۶). روش‌های درمانی مختلفی جهت درمان یا پیشگیری از افزایش خطرات ناشی از این عارضه پیشنهاد شده است.

روش‌های درمانی به دو بخش جراحی و غیرجراحی تقسیم می‌شوند که روش جراحی به علت هزینه‌های بالا، عدم دسترسی همه مبتلایان به این روش و ریسک خطر بیشتر نسبت به روش‌های دیگر به عنوان آخرین روش درمانی پیشنهاد می‌شود (۱۷). درمان‌های غیر جراحی شامل دو بخش فعال و غیرفعال هستند. روش‌های درمانی غیرفعال مانند استفاده از بریس‌های زانو (۱۸)، استفاده از کش‌ها (۱۹) و ارتوزهای پا و همچنین استفاده از نواربندی کنزوتیپ می‌باشند. روش‌های درمانی غیرفعال به علت طولانی بودن مدت استفاده از ابزارها و اثرگذاری در طولانی مدت، زمان بیشتری فرد مبتلا را درگیر می‌کنند. علاوه بر این استفاده از بریس‌ها به صورت طولانی مدت فعالیت روزمره بیماران را مختل می‌کند (۲۰). یکی از بهترین روش‌های درمانی فعال استفاده از تمرینات اصلاحی با استفاده از باندهای الاستیک می‌باشد (۲۱). مطالعات قبلی اثرات مثبتی از برنامه‌های تمرین اصلاحی با مقدار مناسب برای بهبود اختلالات عضلانی-اسکلتی را نشان داده‌اند (۲۲، ۲۳). اصول برنامه‌های اصلاحی بر پایه کشش عضلات کوتاه

در پایان تمرینات سرد کردن انجام می‌گردید. به دنبال مرحله سازگاری دو هفته‌ای با مقاومتی خارجی با شدت پایین استفاده از نوار باند الاستیکی 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 کرد (۳۴). بعلاوه، حجم تمرین نیز با افزایش تعداد ست‌ها از یک به دو توسعه پیدا کرد. 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 (۳۵). تمرینات کششی و مقاومتی در هر دو پا به صورت همزمان انجام شدند. از آزمودنی‌ها خواسته شد طی جلسات تمرین اصلاحی در هیچ تمرینی شرکت نکنند. پس از اتمام دوره تمرینات اصلاحی پس از آزمون مشابه پیش از آزمون از آزمودنی‌ها گرفته شد. به علت حذف اثرات فیزیولوژیک آنی آخرین جلسه تمرینی، پس از آزمون ۶ روز پس از آخرین جلسه تمرینی انجام شد (۳۶). 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 می‌شد. برای کشش آسانتر کشنده پهن نیام، حرکت از وضعیت ایستاده شروع شده و اندام تحتانی یک سمت به صورت قیچی وار 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 اداکتور ران: عضلات اداکتور با سه تمرین تقویت می‌شدند

۱. در وضعیت درازکشیده به پهلو در حالی که اندام بالایی جهت اجرای حرکت اداکشش در برابر مقاومت استفاده می‌شد
۲. در وضعیت ایستاده و
۳. در حرکت گام برداری به پهلو در حالیکه تراباند به قسمت پایین ران متصل بود (۳۷).

داخلی بین ۲ تا ۵ سانتی‌متر) وارد پژوهش شدند. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه‌ی شکستگی، مشکلات عصبی عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر، عدم وجود عارضه‌ی زانوی ضربداری بود. پای برتر همه‌ی آزمودنی‌ها سمت راست شناسایی شد (۱۶). ضمناً در تمامی مراحل، اخلاق پژوهشی رعایت گردید و از شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه شرکت در پژوهش اخذ شد و تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی صورت گرفت (۳۰). 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 در مرکز سلامت و تندرستی دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی دانشگاه محقق اردبیلی برگزار شد. آزمودنی‌ها کوشش دویدن را در مسیر ۱۰ متری آزمایشگاه انجام دادند. هر مرحله با سه کوشش صحیح ثبت شد و سرعت دویدن به صورت خود انتخابی بود. کوشش دویدن صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه صفحه‌نیرو بود. اگر صفحه‌نیرو توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف قرار نمی‌گرفت یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می‌شد کوشش تکرار می‌شد. از صفحه‌نیروی برتک (Bertec Corporation, Columbus, OH) برای ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد. نرخ نمونه‌برداری در دستگاه صفحه‌نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز قرار داده شد. فاز اتکای دویدن به عنوان فاصله تماس پاشنه پا با زمین (شروع $Fz > 20N$ تا بلند شدن پاشنه $Fz < 20N$) تعیین گردید (۳۱). آزمودنی‌ها 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.

نوارهای باند الاستیکی (Thera-Band, Akron, Ohio, US) از مقاومت پایین تا مقاومت بالا به ترتیب (زرد، بنفش، سبزه، آبی، سیاه، و نقره‌ای) جهت اجرای تمرینات مقاومتی مورد استفاده قرار می‌گیرند (۳۲). 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 اداکتور ران، عضله دو سر رانی و کشنده پهن نیام انجام شد. مدت زمان کشش شامل چهار نوبت ۳۰ ثانیه‌ای برای هر حرکت بود (۳۳). بعد از دوره دو هفته‌ای پروتکل تمرینات کششی، آزمودنی‌ها تمرینات مقاومتی با باند الاستیکی را برای مدت ۶ هفته با تکرار سه جلسه در هفته اجرا نمودند. آزمودنی‌ها قبل از اجرای تمرینات با شیوه تمرینات آشنا شده بودند. هر جلسه تمرینی شامل ۱۰ دقیقه گرم کردن عمومی، به دنبال آن تمرینات مقاومتی ۳۵ تا ۴۰ دقیقه و

۲۰۱۶ از یک تبدیل سریع فوریر برای استخراج محتوای فرکانس داده نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد (۳۹). جزئیات دقیق تبدیل سریع فوریر نیروهای عکس‌العمل زمین را می‌توان در پژوهش‌های دیگر یافت (۲۱، ۴۰). بر اساس مطالعات قبلی، برای تجزیه و تحلیل نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی در هر کوشش، چهار شاخص طیف فرکانس استفاده شد (۴۱). شاخص اول، فرکانس با توان $99.5/F$ بود، که نشان‌دهنده‌ی فرکانسی است که 99.5% از قدرت سیگنال را دارد، به عبارت دیگر $99.5/F$ از توان سیگنال پایین‌تر از این فرکانس می‌باشند (۴۲). شاخص دوم، میانه فرکانس (Fmed) بود (۴۲). در مطالعات مختلف، فرض بر این است که میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین، می‌تواند عملکرد اجزای نوسانی سیستم عصبی را در لحظه تماس پاشنه نشان دهد. طیف گسسته، دامنه فرکانس به صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین می‌شود، مجموع n هارمونیک برابر است با:

$$F(t) = \sum A_n \sin(n\omega_0 t + \theta_n)$$

A_n = دامنه ω_0 = فرکانس پایه n = ضریب هارمونیک θ_n = زاویه فازی

برای ارزیابی محتوای فرکانس نیروی، شاخص‌های زیر محاسبه می‌شوند (۴۱، ۴۲).

رابطه (۲)

$$\int_0^{f_{99.5}} p(f) df = 0.995 \times \int_0^{f_{max}} p(f) df$$

p = توان محاسبه شده، f_{max} = حداکثر فرکانس سیگنال، میانه فرکانس نیرو، میانه فرکانس در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد.

رابطه (۳)

$$\int_0^{f_{med}} p(f) df = \int_{f_{med}}^{f_{max}} p(f) df$$

f_{max} = حداکثر فرکانس سیگنال

f_{med} = میانه فرکانس سیگنال

پهنای باند فرکانس نیرو برابر با تفاوت بین فرکانس حداکثر و حداقل است. توان سیگنال برابر با توان هارمونی‌های بیشتر از نصف حداکثر توان سیگنال باشد.

رابطه (۴)

$$f_{band} = f_{max} - f_{min} \text{ (when } p > 1/2 \times p_{max} \text{)}$$

f_{max} = حداکثر فرکانس سیگنال

f_{min} = حداقل فرکانس سیگنال

f_{band} = پهنای باند سیگنال

p_{max} = حداکثر توان سیگنال

تمرینات تقویتی عضلات چرخش دهنده خارجی ران: این تمرین بر روی عضلات چرخش دهنده خارجی ران در حالی که 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) تراباند طی حرکت اینورژن تقویت گردید (۳۷).

داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از فیلتر باترورث مرتبه چهارم و با برش فرکانس ۵۰ هرتز انجام شد (۳۸). پس از فیلتر کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین، تحلیل هارمونیک طبق رابطه زیر و با استفاده از نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۶ از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد. نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستای داخلی-خارجی (Fx)، قدامی-خلفی (Fy) و عمودی (Fz) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. همانطور که در زیر شرح داده شده، تبدیل سریع فوریر روی داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین تمامی آزمودنی‌ها انجام شد. در نرم‌افزار MATLAB نسخه رابطه (۱)

شد. از محیط نرم افزار SPSS-۲۱ و سطح معنی داری برابر $p < 0.05$ استفاده شد.

میزان اندازه اثر در این پژوهش با استفاده از رابطه Cohen's d و به ترتیب زیر محاسبه شد (رابطه ۵) (۴۴):

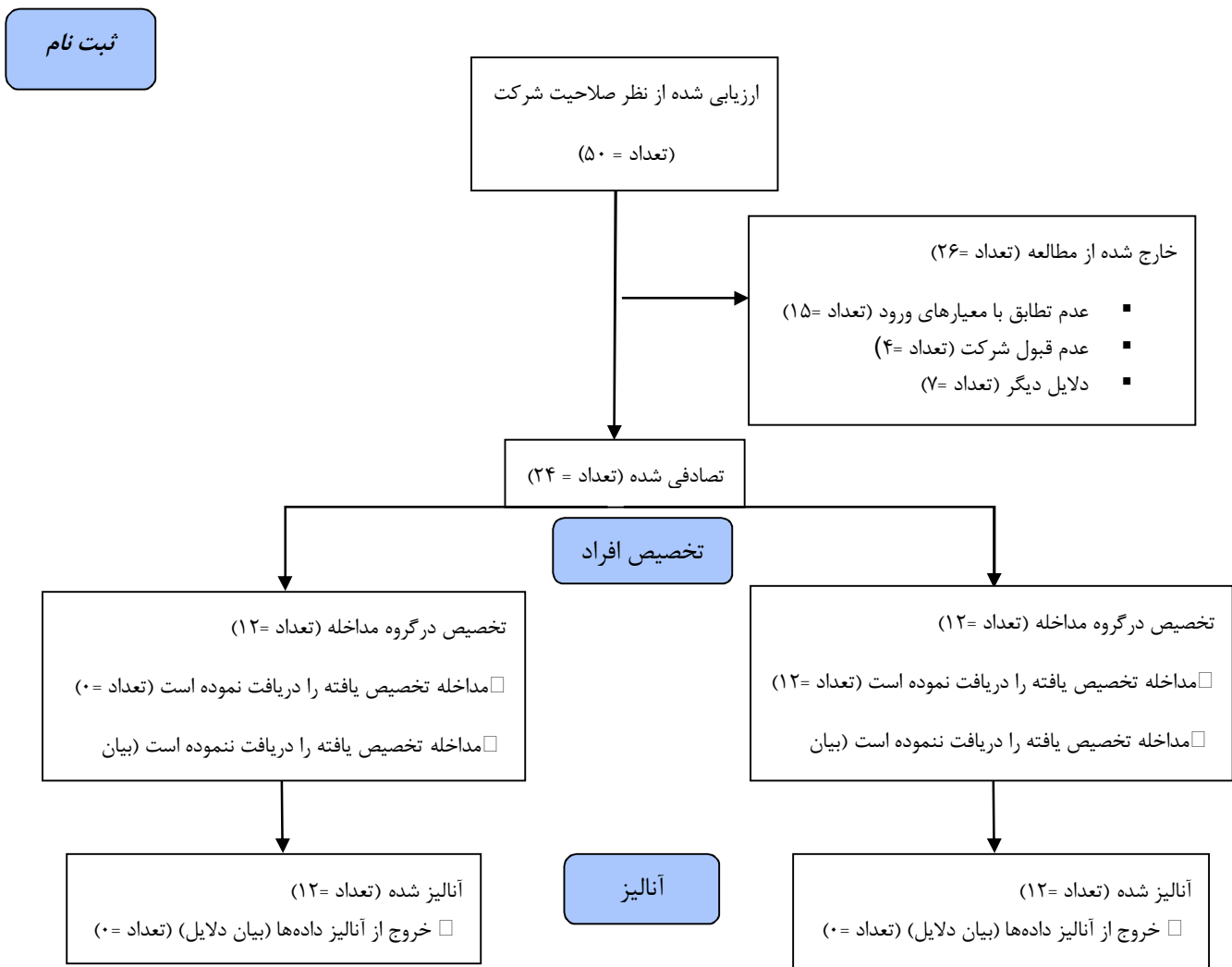
$$D = (mean1 - mean2) / \left(\frac{SD1 + SD2}{2} \right) \quad \text{رابطه (۵)}$$

در این رابطه اگر میزان اندازه اثر، 0.2 یا کمتر باشد نشان دهنده تغییرات کم، 0.5 ، تغییرات متوسط و 0.8 ، تغییرات بزرگ می باشد.

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی های ضروری در هر راستا بود. که بر طبق روش Schiener و همکاران (۴۳)، تعداد هارمونیک ضرور ne برای بازسازی سطح 95% از داده ها به عنوان تعدادی از هارمونیک ها که مجموع دامنه های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با 0.95 در نظر گرفته شد.

جهت بررسی نرمال بودن داده ها و امکان استفاده از آزمون های پارمتریک از آزمون شاپیرو ویلک استفاده شد. آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه های تکراری (Repeated measure ANOVA) جهت مقایسه داده ها بین پیش آزمون و پس آزمون دو گروه استفاده

یافته ها



شکل (۱): نمودار CONSORT

داد. همچنین اثر عامل زمان در تعداد هارمونی‌های ضروری طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در استتای داخلی-خارجی اختلاف معنی‌داری را به اندازه ($P=0/001$) نشان داد. سایر متغیرها هیچگونه اختلاف معنی‌داری را نشان ندادند.

جدول ۱ نشان‌دهنده میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی می‌باشد. یافته‌ها نشان داد اثر عامل زمان در فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد اختلاف معنی‌داری را به اندازه ($P=0/039$) نشان

جدول (۱): میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی بین دو گروه کنترل و تجربی طی

متغیرها	گروه کنترل		گروه تجربی		سطح معنی‌داری		
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	تأثیر	پس‌آزمون	درصد	عامل	
						عامل	گروه
توان ۹۹/۵٪	۱۷/۳۷±۷/۳۰	۱۴/۳۷±۴/۶۵	۴۰/۴۲	۱۱/۶۲±۳/۷۰	۳۵/۵۴	×۰/۰۳۹	۰/۵۳۹
میانه فرکانس	۱۴/۶۲±۱/۹۲	۱۵/۸۷±۴/۲۲	۷/۸۷	۱۶/۸۷±۵/۷۸	۶/۶۳	۰/۵۰۵	۰/۳۷۷
باند فرکانس	۱۳/۵۰±۱/۲۵	۱۴/۸۷±۱/۶۸	۹/۲۱	۱۴/۶۲±۱/۲۵	۷/۸۷	۰/۵۵۱	۰/۵۰۰
هارمونی‌های ضروری	۲۸/۶۲±۰/۲۱	۲۵/۷۵±۰/۶۲	۱۱/۱۴	۲۸/۲۵±۰/۲۱	۲۶/۳۷±۰/۶۲	×۰/۰۰۱	۰/۷۹۱

* سطح معنی‌داری $P<0/05$

زمان × گروه در متغیر باند فرکانس به اندازه ($P=0/029$) اختلاف معنی‌داری را نشان داد. سایر متغیرها هیچگونه اختلاف معنی‌داری را نشان ندادند ($P>0/05$).

جدول ۲ نشان‌دهنده میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی می‌باشد. نتایج نشان‌دهنده اختلاف معنی‌داری اثر عامل گروه × زمان در میانه فرکانس به اندازه ($P=0/032$) بود. علاوه بر این اثر عامل

جدول (۲): میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی بین دو گروه کنترل و تجربی طی

متغیرها	گروه کنترل		گروه تجربی		سطح معنی‌داری		
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	تأثیر	پس‌آزمون	درصد	عامل	
						عامل	گروه
توان ۹۹/۵٪	۱۶/۲۵±۲/۲۹	۱۶/۸۷±۱/۳۵	۳/۶۷	۱۸/۶۲±۲/۲۹	۳۵/۴۱	۰/۱۴۹	۰/۸۷۱
میانه فرکانس	۱۵/۰۰±۲/۲۵	۱۶/۸۷±۰/۸۱	۱۱/۰۸	۲۱/۲۵±۲/۲۵	۱۵/۲۵±۰/۸۱	۳۹/۳۴	۰/۲۳۴
باند فرکانس	۱۳/۶۲±۲/۲۱	۱۵/۷۵±۰/۸۶	۱۳/۵۲	۱۹/۷۵±۲/۲۱	۱۳/۸۷±۰/۸۶	۴۲/۳۹	۰/۲۷۵
هارمونی‌های ضروری	۲۸/۳۷±۰/۴۶	۲۶/۶۲±۰/۷۲	۶/۵۷	۲۷/۳۷±۰/۴۶	۲۶/۷۵±۰/۷۲	۲/۳۱	۰/۰۶۹

* سطح معنی‌داری $P<0/05$

نشان داده است ($P=0/025$; $d=3/921$). همچنین در گروه تجربی و متغیر باند فرکانس کاهش معنی‌داری به اندازه ۴۲/۳۹ درصد بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون مشاهده شد ($P=0/028$; $d=3/843$).

جدول ۳ نشان‌دهنده میانگین و انحراف استاندارد آزمون تعقیبی بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه تجربی و کنترل می‌باشد. نتایج نشان داد در گروه تجربی متغیر میانه فرکانس کاهش ۳۴/۳۹ درصدی را طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون

جدول (۳): نتیجه آزمون تی بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه کنترل و تجربی

متغیرها	گروه	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	T	سطح معنی‌داری P	اندازه اثر d
میانه فرکانس	کنترل	۱۵/۰۰±۲/۲۵	۱۶/۸۷±۰/۸۱	-۰/۷۳۳	۰/۴۸۸	۱/۲۲۲
	تجربی	۲۱/۲۵±۲/۲۵	۱۵/۲۵±۰/۸۱	۲/۸۵۱	×۰/۰۲۵	۳/۹۲۱
باند فرکانس	کنترل	۱۳/۶۲±۲/۲۱	۱۵/۷۵±۰/۸۶	-۰/۸۴۲	۰/۴۲۸	۱/۳۹۲
	تجربی	۱۹/۷۵±۲/۲۱	۱۳/۸۷±۰/۸۶	۲/۷۶۵	×۰/۰۲۸	۳/۸۴۳

* سطح معنی‌داری $P < 0.05$

جدول ۴ نشان‌دهنده میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی می‌باشد. یافته‌های پژوهش نشان داد اثر عامل زمان در میانه فرکانس اختلاف معنی‌داری را به اندازه $(P = 0.016)$ نشان داد. سایر متغیرها هیچگونه اختلاف معنی‌داری را نشان ندادند $(P > 0.05)$.

جدول (۳): میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی بین دو گروه کنترل و تجربی طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون دویدن

متغیرها	گروه کنترل		گروه تجربی		سطح معنی‌داری	
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درصد تأثیر	عامل عامل گروه زمان
توان %۹۹/۵	۱۰/۵۰±۱/۹۴	۱۱/۲۵±۱/۶۴	۱۲/۲۵±۱/۹۴	۹/۲۵±۱/۶۴	۳۲/۴۳	× گروه زمان
میانه فرکانس	۱۷/۶۲±۱/۳۸	۱۵/۰۰±۰/۵۵	۱۷/۰۰±۱/۳۸	۱۵/۳۷±۰/۵۵	۱۰/۶۰	× گروه زمان
باند فرکانس	۱۷/۶۲±۱/۳۸	۱۴/۰۰±۰/۵۵	۱۶/۰۰±۱/۳۸	۱۴/۳۷±۰/۵۵	۱۱/۳۴	× گروه زمان
هارمونی‌های ضروری	۲۶/۳۷±۱/۵۰	۲۴/۳۷±۱/۷۲	۲۵/۱۲±۱/۵۰	۲۱/۷۵±۱/۷۲	۱۵/۴۹	× گروه زمان

* سطح معنی‌داری $P < 0.05$

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثرات یک دوره تمرینات اصلاحی با استفاده از باند الاستیکی بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در پسران مبتلابه زانوی ضربدری طی دویدن بود. یافته‌های پژوهش نشان داد در گروه تجربی متغیر میانه فرکانس کاهش را طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد. همچنین متغیر باند فرکانس کاهش معنی‌داری را بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون مشاهده شد.

توزیع غیرطبیعی نیروهای وارده بر اندام تحتانی باعث تحمیل بار اضافه بر مفاصل اندام تحتانی و متعاقب آن حرکات غیرطبیعی و ناکارآمدی عضلات می‌شود (۴۵). ناکارآمدی عضلات در اندام تحتانی عارضه‌های مختلفی را به دنبال دارد (۴۶) که از شایع‌ترین آن می‌توان به زانو ضربدری (Genu Valgum) و زانو پرانتزی (Genu varum) اشاره کرد (۴۷، ۴۸). افراد دارای عارضه‌های زانوی

ضربدری میزان بیشتری از خطر پیشرفت بیماری و همچنین ریسک افزایش استئوآرتریت در بخش خارجی زانو را نسبت به افراد سالم یا بیماران دارای عارضه‌های زانوی پرانتزی نشان داده‌اند (۴۹-۵۱). برخی مطالعات رابطه مستقیمی بین فعالیت عضلات ران با زاویه ضربدری زانو نشان داده‌اند، به این ترتیب که افزایش فعالیت عضلات ران به افزایش ضربدری شدن زانو منجر شده بود (۵۲). همچنین ارتباط بین فعالیت مجموعه عضلات چهارسر (۵۳) یا نسبت فعالیت عضلات زانو (۵۴) برای مثال نسبت فعالیت پهن داخلی به خارجی با ضربدری شدن زانو بررسی شده است و نتایج ارتباط عکس را نشان دادند، به طوری که کاهش فعالیت یا نسبت انقباضی به افزایش ضربدری شدن زانو در حرکاتی چون اسکات منجر شده بود. البته مطالعه‌ای افزایش فعالیت راست رانی را همراه با افزایش زاویه ضربدری زانو در حرکت اسکات نشان داد (۵۵) که مغایر با سایرین بود. عوامل درگیر در ضربدری شدن زانو نه تنها

با توان ۹۹/۵٪ از سیگنال نیروهای عکس‌العمل زمین به عنوان یک مقیاس از لرزش و بی‌ثباتی الگوی حرکت در بیماران، محتوای داده‌های فرکانس بالاتر، افزایش لرزش و بی‌ثباتی را می‌سنجد (۵۶). با توجه به نتایج پژوهش حاضر، فرکانس با توان ۹۹/۵٪ در گروه تمرین طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون هیچگونه اختلاف معنی‌داری را نشان نداد که می‌توان بیان کرد تمرینات اصلاحی بر شاخص بی‌ثباتی الگوی راه رفتن افراد دارای عارضه زانوی ضربدری تأثیری نداشته است. جعفرنژادگرو و سرخه (۶۲) (۱۳۹۷) پژوهشی را روی سالمندان مبتلابه زانوی ضربدری انجام دادند. آن‌ها طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین را پس از یک دوره تمرینات اصلاحی روی سالمندان بررسی کردند. نتایج این پژوهش نشان داد به طور کلی تمرینات اصلاحی سبب بهبود در طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود در سالمندان با پای ضربدری گردید. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که مؤلفه باند فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در گروه تمرین کاهش معنی‌داری را داشته است. سیگنال نیروی عکس‌العمل زمین با فرکانس‌های مختلف به‌وسیله گیرنده‌های مکانیکی در سطح پوست دریافت می‌شود و به سیستم عصبی مرکزی انتقال می‌یابد و پاسخ آن به شکل فرکانس به پا انتقال می‌یابد؛ در نتیجه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین ممکن است تا حدودی نشان‌دهنده عملکرد مؤلفه نوسانی سیستم عصبی-حرکتی می‌باشد (۴۱، ۴۲). پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از جمله مهم‌ترین آن‌ها عدم حضور جنس مؤنث در این پژوهش که به علت تفاوت فیزیولوژیکی و ویژگی‌های آناتومیکی، می‌توانست پاسخ متفاوت‌تری در این نوع تمرینات داشته باشد. همچنین عدم ثبت فعالیت الکتریکی عضلات یکی دیگر از محدودیت‌های پژوهش حاضر بود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد در گروه تجربی و در راستای قدامی-خلفی مؤلفه‌های میانه فرکانس و باند فرکانس کاهش معنی‌داری را داشته‌اند. با توجه به اینکه میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین با اجزای نوسان در سیستم عصبی حرکتی همراه است و به عنوان اعمال کننده نیرو به زمین در طول راه رفتن و دویدن شناخته می‌شود، می‌توان نتیجه گرفت که تمرینات اصلاحی مورد استفاده در پژوهش حاضر توانسته نیروهای وارده را در جهت قدامی-خلفی کاهش دهد و بار کمتری به مفاصل اندام تحتانی به ویژه زانوها در افراد مبتلابه عارضه زانوی ضربدری وارد شود. باند فرکانس که مؤلفه میزان مشارکت اجزای حسی-حرکتی و استخوان‌ها عضلات و بافت‌های همبند می‌باشد، تمرینات اصلاحی توانسته مشارکت و فعالیت این اجرا را کاهش دهد و افراد مبتلابه زانوی ضربدری که رباط‌های حمایت‌کننده زانویشان به علت این

قدرت عضلات چهارسران می‌باشد بلکه سایر قسمت‌های پا نیز درگیر می‌باشند (۴۱). بیان کرده‌اند که تحلیل طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین به طور بالقوه می‌تواند بینش‌های پیشین در مورد پیشرفت بیماری را فراهم کند (۴۱). علاوه بر این، تحلیل پهنای باند فرکانس از محدوده فرکانس‌های مرتبط با تمام اجزای سیستم عصبی حرکتی، استخوان‌ها، عضلات، اعصاب و بافت همبند به عنوان تولید کننده حرکت با یکدیگر تعامل می‌کنند (۵۶). نتایج پژوهش حاضر در گروه تمرین نشان‌دهنده کاهش میانه فرکانس طی یک دوره تمرینات اصلاحی با استفاده از باند الاستیکی بود. در پژوهش‌های گذشته نشان داده شده است که میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین با اجزای نوسان در سیستم عصبی حرکتی همراه است که به عنوان اعمال کننده نیرو به زمین در طول راه رفتن و دویدن شناخته می‌شود (۴۲). از این رو می‌توان بیان کرد که احتمالاً تمرینات اصلاحی توانسته نیروهای اعمالی از طریق اندام تحتانی به زمین را کاهش دهد و از خطرات ناشی از افزایش این نیروها در اندام تحتانی جلوگیری کند. همچنین بیان شده است افزایش میزان فرکانس باعث افزایش ناپایداری و لغزش در الگوی حرکتی می‌شود (۵۷). مطالعه‌ای که در سال ۲۰۰۲ انجام شد نشان داد افراد مبتلابه عارضه زانوی ضربدری در مقایسه با افراد سالم جهت حفظ پاسچر خود به فعالیت بیشتر عضله‌ی دوقلو نیاز دارند زیرا این افراد نسبت به افراد سالم، برای کنترل پاسچر فعال اندام تحتانی بیشتر نیاز دارند که وضعیت مفاصل ساب تالار و میدتارسال را در صفحه‌ی فرونتال کنترل کنند (۵۸). با توجه به نتایج پژوهش حاضر که با کاهش شاخص میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی تمرینات اصلاحی در افراد دارای عارضه زانوی ضربدری که نسبت به افراد سالم میزان تعادل کمتری دارند و علائم ناپایداری را از خود نشان داده‌اند، می‌توان بیان کرد که تمرینات اصلاحی در حفظ تعادل در این افراد مؤثر بوده است و توانسته با تمرینات کششی و مقاومتی، عملکرد عضلاتی که در حفظ پاسچر مؤثر هستند را بهبود بخشد. کاهش فرکانس مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نوسان کمتر را در حرکت نشان می‌دهد (۵۹).

ضربدری شدن غیر طبیعی زانو در هنگام راه رفتن و دویدن، به ویژه در مرحله تماس پا با زمین در اجرای ورزش‌های مختلف با برخی از آسیب‌های شایع زانو نظیر آسیب رباط‌های حمایت‌کننده مانند رباط متقاطع قدامی و نیز آسیب و درد سندرم کشکی-رانی مرتبط است (۶۰). به علت ساختار ویژه و خاص مفصل زانو و تعدادی از عضلات اندام تحتانی در افراد مبتلابه عارضه زانوی ضربدری، ممکن است ویژگی‌های عصبی-عضلانی این افراد تغییر یافته و سبب اختلال در کنترل وضعیت آن‌ها شود (۶۱). فرکانس

پژوهش حاضر دارای کد کارآزمایی بالینی به شماره (IRCT20181223042082N1) بود. این پژوهش در آزمایشگاه مرکز سلامت و تندرستی دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی دانشگاه محقق اردبیلی اجرا شد. تأمین مالی پژوهش حاضر از طرف دانشگاه محقق اردبیلی جهت اجرای پایان‌نامه آقای فرشاد قربانلو به شماره ثبت (۱۴۴۵۱۶۲) بود.

عارضه تحت فشار می‌باشد مشارکت کمتری در حرکت داشته باشند.

تشکر و قدردانی

از تمامی کسانی که ما را در اجرای این پژوهش یاری نمودند کمال تشکر را داریم.

References:

1. 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.
2. 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.
3. Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *J Athl Train* 2005;40(1):41.
4. Johnson F, Leitzl S, Waugh W. The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements. *J Bone Joint Surg Am* 1980;62(3):346-9.
5. Prakash J, Boruah T, Mehtani A, Chand S, Lal H. Experience of supracondylar chevron osteotomy for genu valgum in 115 adolescent knees. *J Clin Orthop Trauma* 2017;8(3):285-92.
6. Rabiei M, Jafarnejhad-GroT, 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. [Persian].
7. 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. *Osteoarthr Cartil* 2012;20(11):1227-33.
8. Namavarian N, Rezasoltani A, Rekabizadeh M. A study on the function of the knee muscles in genu varum and genu valgum. *J Mod Rehab* 2014;8(3):1-9.
9. McWalter EJ, Cibere J, MacIntyre NJ, Nicolaou S, Schulzer M, Wilson D. Relationship between varus-valgus alignment and patellar kinematics in individuals with knee osteoarthritis. *J Bone Joint Surg* 2007;89(12):2723-31.
10. Cahue S, Dunlop D, Hayes K, Song J, Torres L, Sharma LJA, et al. Varus-valgus alignment in the progression of patellofemoral osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 2004;50(7):2184-90.
11. Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, Elias JJ, Ramrattan N, Cosgarea AJ, et al. Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *J Orthop Res* 2001;19(5):834-40.
12. 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.
13. Staheli LT, Corbett M, Wyss C, King H. Lower-extremity rotational problems in children. Normal values to guide management. *J Bone Joint Surg Am* 1985;67(1):39-47.
14. Salenius P, Vankka E. The development of the tibiofemoral angle in children. *J Bone Joint Surg Am* 1975;57(2):259-61.
15. Kling JT, Hensinger RN. Angular and torsional deformities of the lower limbs in children. *Clin Orthop Relat Res* 1983(176):136-47.

16. Murphy SB. Tibial osteotomy for genu varum. Indications, preoperative planning, and technique. *Orthop Clin North Am* 1994;25(3):477-82.
17. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics, 2nd Ed. Human Kinetics; 2013.P.25-105.
18. ValizadeOrang 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. *Anesth Pain Med* 2019;9(4):66-77.
19. Valizade-Orang A, Siahkoochian M, Jafarnezhadgero A, Ghorbanlou F. The Effect of Long-Term Use of Motion Control Shoes on the Ground Reaction Force Components during Running in Runners with Excessive Pronated Feet. *Iran Rehabil J* 2019;6(2):48-55.
20. Dammerer D, Giesinger JM, Biedermann R, Haid C, Krismer M, Liebensteiner M. Effect of knee brace type on braking response time during automobile driving. *Arthroscopy: Arthroscopy* 2015;31(3):404-9.
21. 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* 2019;17(10):937-50.
22. 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.
23. 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.
24. Aktug ZB. Do the exercises performed with a theraband have an effect on knee muscle strength balances? *J Back Musculoskelet Rehab* 2019(P reprint):1-7.
25. McMaster DT, Cronin J, McGuigan M. Forms of variable resistance training. *J Strength Cond Res* 2009;31(1): 50-64.
26. 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.
27. 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.
28. Nyland J, Caborn D. Physiological coxa varus-genu valgus influences internal knee and ankle joint moments in females during crossover cutting. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2004;12(4):285-93.
29. Jafarnezhadgero 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.
30. Association WM. " Ethical principles for medical research involving human subjects," Declaration of Helsinki. <http://www.wma.net/e/policy/b3.htm>. 2004.
31. Willwacher S, Goetze I, Fischer KM, Brüggemann G-P. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. *Footwear Sci* 2016;8(1):1-11.
32. 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.

33. Becker J. Effectiveness of the StreetStrider as an exercise modality for healthy adults 2011. PhD Thesis.
34. Page P, Ellenbecker TS. Strength band training. Human Kinetics Publishers; 2019.P.30-85.
35. Lagally KM, Robertson RJ. Construct validity of the OMNI resistance exercise scale. *J Strength Cond Res* 2006;20(2):252.
36. Clarkson PM, Hubal MJ. Exercise-induced muscle damage in humans. *Am J Phys Med Rehabil* 2002;81(11):S52-S69.
37. 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.
38. Farahpour N, Jafarnejhad 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.
39. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons; 2009.
40. White R, Agouris I, Fletcher E. Harmonic analysis of force platform data in normal and cerebral palsy gait. *Clin Biomech* 2005;20(5):508-16.
41. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. *Clin Biomech* 2011;26(2):207-12.
42. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. *Clin Biomech* 2012;27(10):1058-63.
43. Schneider E, Chao E. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. *J Biomech* 1983;16(8):591-601.
44. Cohen J. Statistical power analysis for the behavior science. Lawrence Erlbaum Association; 1988.
45. Monteiro M, Gabriel R, Aranha J, e Castro MN, Sousa M, Moreira M. Influence of obesity and sarcopenic obesity on plantar pressure of postmenopausal women. *Clin Biomech* 2010;25(5):461-7.
46. Mongashti Joni Y, Fatahi F, Ghanizadeh Hasar N, Hosseinpour E. Effect of Genu Varum Deformity on Gluteus Medius Muscle Activity and Postural Control During Single-Leg Jump-Landing. *Physical Treatments-Specific Physical Therapy Journal* 2017;7(2):79-88.
47. Daneshmandi H, Alizadeh M, Gharakhanlou R. The Institute of Physical Education, Science S. Corrective Action: Detect and Prescribing Practices. 2005:31-95.
48. Samadi M, Rajabi RJT, Iran: University of Tehran. Laboratory Manual Motion Correction. 2009:65-7.
49. 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.
50. Eckstein F, Wirth W, Hudelmaier M, Stein V, Lengfelder V, Cahue S, et al. Patterns of femorotibial cartilage loss in knees with neutral, varus, and valgus alignment. *Arthritis Care Res* 2008;59(11):1563-70.
51. 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.
52. Nguyen A-D, Shultz SJ, Schmitz RJ, Luecht RM, Perrin DH. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower

- extremity joint excursion. *J Athl Train* 2011;46(3):246-56.
53. Macrum E, Bell DR, Boling M, Lewek M, Padua D. Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat. *J Sport Rehabil* 2012;21(2):144-50.
54. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res* 1995;13(6):930-5.
55. Zeller BL, McCrory JL, Ben Kibler W, Uhl TL. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *Am J Sports Med* 2003;31(3):449-56.
56. Mehr SMA, Jafarnezhadgero A, Salari-Esker F, Zago M. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flat feet during walking. *The Foot* 2018; 37: 77-84.
57. Barrios JA, Higginson JS, Royer TD, Davis IS. Static and dynamic correlates of the knee adduction moment in healthy knees ranging from normal to varus-aligned. *Clin Biomech* 2009;24(10):850-4.
58. 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.
59. Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *Clin Biomech* 2002;17(8):615-7.
60. 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.
61. Sharland M, Kendall H, Yeates D, Randall A, Hughes G, Glasziou P, et al. Antibiotic prescribing in general practice and hospital admissions for peritonsillar abscess, mastoiditis, and rheumatic fever in children: time trend analysis. *Bmj* 2005;331(7512):328-9.
62. Sorkhe E, Jafarnezhadgero A. Effects of Corrective Training on Frequency Spectrum of Drop Landing Ground Reaction Force in Older Adults With Genu Valgus. *Iran J Ageing* 2019; 12(3):24-36.

INVESTIGATING THE EFFECT OF 8 WEEKS OF CORRECTIVE EXERCISE WITH AN ELASTIC BAND ON THE FREQUENCY SPECTRUM OF GROUND REACTION FORCES IN YOUNG BOYS WITH GENU VALGUM DURING RUNNING: A RANDOMIZED CLINICAL TRIAL STUDY

Farshad Ghorbanlou¹, AmirAli Jafarnezhadgero^{*2}, Amir Fathollahi³

Received: 08 August, 2020; Accepted: 21 December, 2020

Abstract

Background & Aims: Increasing the angle of the valgus by making changes to the lower limbs can cause changes in the center of gravity of the body relative to the level of reliance and limit balance control. The aim of this study was to investigate the effects of a corrective exercise course using an elastic band on the frequency spectrum of ground reaction forces in young boys with genu valgum during running.

Materials & Methods: The present study was a clinical trial. 24 male students with genu valgum (20-30 years) were randomly assigned to control and experimental groups. Corrective exercises were performed for 8 weeks using an elastic band for the experimental group. Ground reaction forces were recorded by the Bertec force plate. For statistical analysis, SPSS V21 software and analysis of repeated measure ANOVA were used at a significance level of 0.05.

Results: The results of the present study showed a decrease in the median frequency in the anterior-posterior direction of the experimental group during the post-test compared to the pre-test ($p = 0.025$; $d = 3.921$). Also, in the experimental group, the frequency band component showed a significant decrease in anterior-posterior direction during the post-test compared to pre-test ($p = 0.028$; $d = 3.843$).

Conclusion: Due to the reduction in median frequency, it can be concluded that the corrective exercises used were able to reduce the incoming forces in the anterior-posterior direction. With the reduction of the frequency band during corrective exercises, the participation and activity of motor performance have also decreased.

Keywords: Corrective Exercises, Thera-Band, Frequency Spectrum, Genu Valgum, Running

Address: University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Tel: +984533510801

Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

SOURCE: STUD MED SCI 2020: 31(11): 893 ISSN: 2717-008X

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

² Associate Professor, Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (Corresponding Author)

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