DOI: 10.22122/jrrs.v15i5.3435 Published by Vesnu Publications

تأثیر تمرینات اصلاحی با تراباند بر هم‌انقباضی عضلات مچ پای مردان مبتلا به زانوی ضربدری طی راه رفتن: مطالعه کارآزمایی بالینی تصادفی

فرشاد قربانلو[1]، امیرعلی جعفرنژاد گرو[2]، میلاد علیپور ساری نصیرلو[1]، امیر لطافتکار[3]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: ناهنجاری در اندام تحتانی می‌تواند بر روی بیومکانیک حرکات انسان مانند راه رفتن تأثیر بگذارد. مفصل مچ پا در جذب نیروها طی راه رفتن فعالیت بالایی دارد و ناهنجاری‌هایی مانند زانوی ضربدری می‌تواند فعالیت آن را مختل کند. هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی تأثیر یک دوره تمرین اصلاحی با تراباند بر هم‌انقباضی مفصل مچ پای افراد دارای زانوی ضربدری طی راه رفتن بود.

مواد و روش‌ها: ۲۴ دانشجوی پسر دارای زانوی ضربدری ۲۰ تا ۳۰ سال، به صورت تصادفی در دو گروه شاهد و تجربی قرار گرفتند. تمرینات اصلاحی به مدت ۸ هفته با استفاده از تراباند برای گروه تجربی انجام شد. فعالیت الکتریکی عضلات منتخب به وسیله دستگاه الکترومایوگرافی (Electromyography یا EMG) ثبت گردید. داده‌ها با استفاده از آزمون Repeated measures ANOVA در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: در گروه تمرین، افزایش معنی‌داری در هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا طی فاز تماس پاشنه در مرحله پیش‌آزمون در مقایسه با پس‌آزمون مشاهده گردید (P = ۰/۰۴۴، d = ۰/۱۲). سایر مؤلفه‌ها هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را نشان نداد (P > ۰/۰۵۰).

نتیجه‌گیری: به طور کلی، افزایش هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا طی فاز تماس پاشنه پس از تمرینات اصلاحی، نشان دهنده افزایش حمایت عضلات از این مفصل می‌باشد.

کلید واژه‌ها: تمرینات اصلاحی، تراباند، هم‌انقباضی، مچ پا، زانوی ضربدری

ارجاع: قربانلو فرشاد، جعفرنژاد گرو امیرعلی، علیپور ساری نصیرلو میلاد، لطافتکار امیر. **تأثیر تمرینات اصلاحی با تراباند بر هم‌انقباضی عضلات مچ پای مردان مبتلا به زانوی ضربدری طی راه رفتن: مطالعه کارآزمایی بالینی تصادفی.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۸؛ ۱۵ (۵): ۲۵۵-۲۴۹.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۷/۴ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۸/۱۶ تاریخ چاپ: ۱۳۹۸/۹/۱۵

مقدمه

راه رفتن یکی از نیازها و مهارت‌های اصلی انسان برای حرکت و جابه‌جایی است که کودک در همان سال ابتدایی زندگی به آن دست می‌یابد (۱). عوامل مختلفی این فعالیت مهم را تحت تأثیر قرار می‌دهد و باعث اختلال در تعادل و حفظ وضعیت می‌شود. کنترل پاسچر، عامل بسیار مهمی جهت حفظ تعادل طی ایستادن، راه رفتن، کار و مواجهه با اغتشاشات ناگهانی در زندگی است که از آن به عنوان توانایی نگهداری تعادل و جهت‌گیری بدن در محیط یاد می‌شود (۲). کنترل پاسچر، پایه حرکات بدن می‌باشد و برای بیشتر فعالیت‌های روزمره مورد نیاز و ضروری است و تحت تأثیر سیستم بینایی، دهلیزی و حسی- پیکری با اثر متقابل سیستم عصبی مرکزی قرار دارد (۳).

نتایج برخی تحقیقات نشان می‌دهد که راستای اندام تحتانی، از جمله عوامل تأثیرگذار بر کنترل پاسچر است (۷-۴). در وضعیت ایستاده طبیعی روی دو پا، محور مکانیکی اندام تحتانی از مرکز مفصل زانو می‌گذرد (۸). ناهنجاری در اندام تحتانی می‌تواند بر بیومکانیک حرکات انسان مانند راه رفتن، تأثیر منفی بگذارد و منجر به بروز علایم ناپایداری در مفاصل اندام تحتانی شود (۹). از آن‌جا که پا محل اتصال بدن با زمین است، انحرافات ساختاری به ویژه در زانو و مچ پا، احتمال بروز آسیب در افراد را افزایش می‌دهد و ممکن است مانع مشارکت آن‌ها در فعالیت‌ها شود (۱۰). افراد دارای عارضه زانوی ضربدری، میزان بیشتری از خطر پیشرفت بیماری و همچنین، خطر بیشتر استئوآرتریت زانو در کمپاتمان خارجی را نسبت به افراد سالم یا بیماران دارای عارضه زانوی پرانتزی نشان داده‌اند (۱۱). این عارضه باعث کاهش گشتاور اداکشنی زانو، کاهش چرخش اداکشنی زانو و کاهش فلکشن زانو در مقایسه با گروه سالم و

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲- استادیار، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۳- استادیار، گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
نویسنده مسؤول: امیر علی جعفرنژاد گرو؛ استادیار، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

بیمارانی که این عارضه را در بخش داخلی زانو دارند، می‌شود (۱۲) که این تغییرات مکانیکی، تأثیرات منفی بر فعالیت عضلات اطراف مچ پا را نیز به دنبال دارد (۱۲). در زانوی ضربدری، رباط‌های حمایت‌کننده داخلی (Medial) زانو تحت کشش قرار می‌گیرد و پیشرفت میزان این تغییر شکل‌ها و در نتیجه، افزایش نیرو بر این رباط‌ها ممکن است منجر به ناکارامدی یا پارگی آن‌ها شود (۱۳).

بر اساس نتایج برخی از پژوهش‌ها، ناهنجاری‌های اندام تحتانی مانند زانوی ضربدری می‌تواند مفصل مچ پا را نیز تحت تأثیر قرار دهد و کار اصلی این مفصل که جذب نیروها طی فاز اتکا می‌باشد را دچار اختلال کند (۱۴). هر نوع راستای غیر طبیعی در اندام تحتانی، پرونیشن مفصل ساب‌تالار در فاز اتکا را تحت تأثیر قرار می‌دهد و حتی مکانیسم جذب شوک در قوس‌های کف پایی را دچار مشکل می‌کند (۶). بنابراین، یافتن روشی جهت اصلاح عارضه زانوی ضربدری و پیشگیری از خطرات احتمالی آن در افراد مبتلا، اهمیت فراوانی دارد.

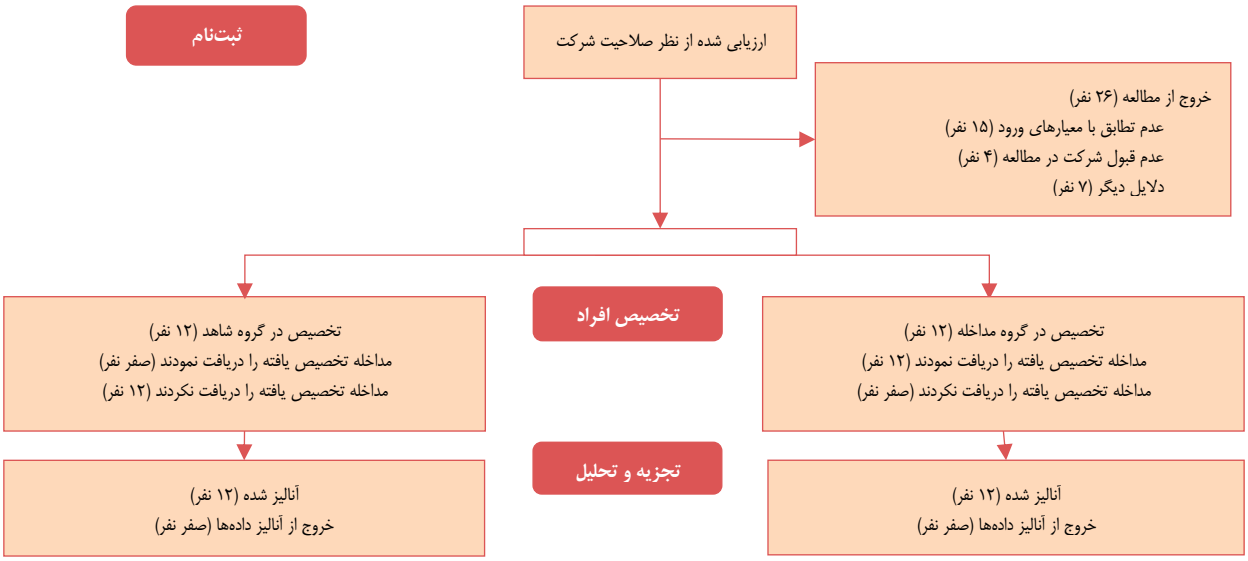
روش‌های متفاوتی برای درمان عارضه زانوی ضربدری پیشنهاد شده است که یکی از آن‌ها، استفاده از تمرینات اصلاحی می‌باشد (۷). این نوع تمرینات با استفاده از تئوری Kendall، منجر به ایجاد کشش در عضلات کوتاه و تقویت عضلاتی که دچار ضعف شده است، می‌شود (۷). یکی از ابزارهای تمرینی پرکاربرد و در دسترس که از آن در برنامه‌های تمرینی اصلاحی نیز استفاده می‌شود، تراباند می‌باشد (۱۵). «تراباند» ابزار ارزان‌قیمت، قابل حمل و مفیدی جهت افزایش قدرت عضلانی است و مشکلات استفاده از وزنه مانند آسیب‌های شایع در این نوع تمرینات از جمله کشیدگی، پارگی عضلات و همچنین، آسیب به مفاصل به ویژه در افراد دارای عارضه را ندارد (۱۶).

مداخلات تمرینی از جمله تمرینات مناسب مقاومتی با تراباند به منظور بهبود قدرت و توانایی حفظ تعادل اندام تحتانی مثبت گزارش شده است و می‌تواند بار بیش از حد به قسمت داخلی زانو را کاهش دهد و باعث جلوگیری از پیشرفت آسیب ساختاری شود (۱۵). روش‌های مختلفی جهت بررسی تأثیرگذاری تکنیک‌های درمانی مانند بررسی نیروهای وارده بر اندام تحتانی و یا بررسی کینماتیکی این تمرینات پیشنهاد شده است که به چگونگی تأثیر این تکنیک‌ها پرداخته‌اند. همچنین، بررسی هم‌انقباضی عضلات به عنوان یک روش، مناسب به نظر می‌رسد. الگوی مناسب فعالیت عضلانی و هم‌زمانی عملکرد عضلات آگونیست و آنتاگونیست اطراف مفاصل از نظر بیومکانیکی نیز از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشد. علت این است که هم‌انقباضی عضلات جزء عواملی است که در حفظ ثبات و پایداری مفاصل نقش مهمی دارد (۱۷). فعالیت هم‌زمان عضلات مختلف عمل‌کننده حول یک مفصل را هم‌انقباضی عضلانی می‌گویند (۱۸). به طور کلی، دو نوع هم‌انقباضی وجود دارد؛ یکی هم‌انقباضی عمومی و دیگری هم‌انقباضی جهت‌دار که به بررسی نسبت فعالیت گروه‌های عضلانی موافق و مخالف اطراف مفاصل می‌پردازد. افزایش هم‌انقباضی، سبب افزایش بارهای وارد آمده بر مفصل می‌شود (۱۸). بنابراین، افزایش مقادیر هم‌انقباضی عمومی به ویژه در مفصل مچ پا، از اهمیت زیادی برخوردار است. با توجه به امکان ثبت فعالیت دو عضله درشت نی قدامی و دوقلو و نقش مؤثر این دو عضله در پایداری مفصل مچ پا (۱۷)، این عضلات در پژوهش حاضر مورد ارزیابی قرار گرفت.

مطالعه حاضر با هدف بررسی تأثیر یک دوره تمرینات اصلاحی با تراباند بر هم‌انقباضی مفصل مچ پا در افراد مبتلا به زانو ضربدری طی راه رفتن انجام شد. این فرض مطرح گردید که تمرینات اصلاحی در کاهش مقادیر هم‌انقباضی عمومی تأثیر می‌گذارد.

مواد و روش‌ها

این تحقیق از نوع کارآزمایی بالینی تصادفی بود که در مرکز سلامت و تندرستی دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد. جامعه آماری پژوهش شامل افراد دارای زانوی ضربدری شهرستان اردبیل بود. تمام دانشجویان پسر دانشگاه محقق اردبیلی بررسی و پایش شدند و از بین آن‌ها، ۲۴ پسر دارای زانوی ضربدری به صورت تصادفی (قرار دادن اسامی در یک کیسه و انتخاب نفرات هر گروه بدون نگاه کردن به اسامی) در دو گروه مساوی ۱۲ نفره مداخله و شاهد قرار گرفتند (شکل ۱).



شکل ۱. نمودار CONSORT

http://jrrs.mui.ac.ir

برای ارزیابی میزان والگوس افزایش یافته زانو، از کولیس (مدل CA46150، شرکت آلتون، چین) استفاده شد. بدین منظور، از آزمودنی‌ها درخواست گردید که در وضعیت آناتومیکی بایستند. سپس فاصله دو قوزک داخلی پاها با استفاده از کولیس اندازه‌گیری شد. افراد دارای زانوی ضربدری که فاصله قوزک‌های داخلی آن‌ها ۲ تا ۵ سانتی‌متر بود (۱۹)، وارد مطالعه شدند. معیارهای ورود به تحقیق شامل داشتن عارضه زانوی ضربدری در هر دو پا و عدم وجود آسیب زانو در بخش رباط‌های حمایت‌کننده بود. سابقه شکستگی در اندام تحتانی، مشکلات عصبی- عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر و عدم وجود عارضه زانوی ضربدری به عنوان معیارهای خروج در نظر گرفته شد. پای راست به عنوان پای برتر همه آزمودنی‌ها شناسایی شد (۱۶).

لازم به ذکر است که اخلاق پژوهشی در تمامی مراحل انجام طرح رعایت گردید و از شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه شرکت در مطالعه اخذ شد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه Helsinki بود (۲۰). همچنین، تحقیق حاضر دارای کد اخلاق به شماره IR-ARUMS-REC-1397-091 از دانشگاه علوم پزشکی اردبیل و کد ثبت کارآزمایی بالینی IRCT20181223042082N1 بود.

پژوهش حاضر در دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون اجرا گردید. 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 می‌شد که سیگنال الکترومایوگرافی (Electromyography یا EMG) تمامی عضلات به صورت صحیح ثبت شده باشد. شرکت‌کنندگان در ابتدای هر دو مرحله از آزمون به مدت ۱۰ دقیقه مشغول گرم کردن با حرکات کششی و جهشی شدند. پس از اتمام آزمون، سرد کردن انجام گردید.

تمرینات اصلاحی به مدت هشت هفته صورت گرفت. آزمودنی‌ها در دو هفته ابتدایی مشغول انجام تمرینات کششی روی عضلات کوتاه بودند (۲۱). این تمرینات در چهار نوبت ۳۰ ثانیه‌ای انجام گردید. سپس تقویت عضلات ضعیف شده به وسیله تراباند طی شش هفته توسط آزمودنی‌ها انجام شد. تمرینات اصلاحی سه جلسه در هفته به صورت یک روز در میان (روزهای زوج) و هر جلسه به مدت ۳۰ تا ۴۰ دقیقه بر روی هر دو پا اعمال شد. در مدت زمان اجرای تمرینات اصلاحی توسط گروه مداخله، آزمودنی‌های گروه شاهد در هیچ تمرینی شرکت نکردند و فقط مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون را انجام دادند.

فعالیت الکتریکی عضلات تیبیالیس قدامی و گاستروکنمیوس مدیالیس با استفاده از دستگاه EMG (Biometrics Ltd، انگلستان) ۸ کاناله بی‌سیم و الکترودهای سطحی مدل دو قطبی جفت الکترودهای سطحی Ag/AgCl دو قطبی (شکل دایره‌ای با قطر ۱۱ میلی‌متر؛ فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز تا مرکز، امپدانس ورودی ۱۰۰ مگااهم، نسبت رد شایع حالت (Common-mode rejection ratio یا CMRR) کمتر از ۱۱۰ دسی‌بل در ۵۰ تا ۶۰ هرتز) استفاده گردید. فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و همچنین، فیلتر شکافی (Notch filter) (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز جهت فیلترینگ داده‌های خام EMG در نظر گرفته شد (۲۲). نرخ نمونه‌برداری در فعالیت الکتریکی عضلات، ۱۰۰۰ هرتز بود. محل عضلات منتخب و اعمالی مانند تراشیدن موی محل الکترودگذاری و تمیز کردن با الکل (C_2H_5OH–Ethanol 70%، شرکت کیمیا الکل ایران) طبق توصیه‌نامه SENIAM انجام شد (۲۳). جهت به دست آوردن دامنه فعالیت الکتریکی عضلات، از روش محاسبه Root Mean Square (RMS) استفاده گردید. اوج فعالیت عضلات مذکور به صورت بیشترین انقباض ایزومتریک ارادی (Maximum voluntary isometric contraction یا MVIC) ثبت شد. به عنوان نمونه، MVIC فعالیت عضله گاستروکنمیوس مدیالیس به این صورت ثبت شد که از آزمودنی درخواست گردید روی یک پا (پای سمت راست که الکترود بر روی آن قرار دارد) بایستد و به مدت ۵ ثانیه بر روی پنجه خود قرار گیرد. برای ثبت اوج فعالیت عضله تیبیالیس قدامی نیز آزمودنی پای خود را در زیر یک صفحه ثابت قرار داد و حرکت دورسی فلکشن را انجام داد (پاشنه روی زمین ثابت بود و پنجه رو به بالا حرکت کرد و در حالت انقباض کامل بدون تغییر، زاویه انقباض ایزومتریک را ایجاد کرد) و اوج فعالیت ایزومتریک این عضله ثبت گردید. تمام داده‌های EMG با استفاده از نرم‌افزارهای Biometrics DataLITE (Biometrics Ltd, for Windows, UK) و MATLAB (Math Works® R2016a, for Windows, Natick, USA) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت و اطلاعات به دست آمده در نرم‌افزار Excel (Microsoft Corp. Released 2016. Microsoft Office for Windows, Redmond, WA, USA) ثبت شد. برای تعیین مقادیر هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار در مراحل مختلف راه رفتن از رابطه ۱ استفاده شد (۲۴).

$$\text{هم انقباضی جهت‌دار} = 1 - \frac{\text{میانگین فعالیت عضلات آنتاگونیست}}{\text{میانگین فعالیت عضلات آگونیست}} \quad \text{رابطه ۱}$$

جهت بررسی نرمال بودن داده‌ها و امکان استفاده از آزمون‌های پارمتریک، از آزمون Shapiro-Wilk استفاده گردید. داده‌ها با استفاده از آزمون Repeated measures ANOVA به منظور مقایسه داده‌ها بین مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه و آزمون تعقیبی Bonferroni در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ (version 21, IBM Corporation, Armonk, NY) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. $P < ۰/۰۵$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد. میزان اندازه اثر در پژوهش حاضر با استفاده از رابطه Cohen's d و به صورت رابطه ۲ محاسبه شد (۲۵).

$$D = (mean1 - mean2)/(\frac{[SD1+SD2]}{2}) \quad \text{رابطه ۲}$$

یافته‌ها

اطلاعات توصیفی ویژگی‌های فردی شرکت‌کنندگان دو گروه مداخله و شاهد در جدول ۱ ارایه شده است.

جدول ۱. اطلاعات دموگرافیک شرکت‌کنندگان

مشخصات	شاهد (۱۲ نفر)	مداخله (۱۲ نفر)	مقدار P (آزمون Levene)
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 بر مترمربع)	۲۶/۳۰ ± ۱/۶۸	۲۶/۱۴ ± ۳/۳۳	۰/۲۰۵

داده‌ها بر اساس میانگین ± انحراف معیار گزارش شده است.

http://jrrs.mui.ac.ir

جدول ۲. میانگین هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار مچ پا در دو گروه تمرین و شاهد طی مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون راه رفتن

فاز	هم‌انقباضی	گروه مداخله		درصد تغییر	گروه شاهد		درصد تغییر	مقدار P		
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر تعامل زمان و گروه
تماس	عمومی (درصد MVIC)	۳۳/۴۶ ± ۱۰/۰۰	۳۵/۴۳ ± ۲۲/۳۰	۵/۸۵	۲۸/۸۸ ± ۱۰/۵۵	۲۸/۹۹ ± ۱۱/۲۲	۰/۳۸	۰/۶۶۴	۰/۷۶۴	*۰/۰۲۴
پاشنه	دورسی فلکسوری/ پلانتار فلکسوری (نسبت)	۰/۴۲ ± ۰/۲۱	۰/۳۷ ± ۰/۲۳	۱۱/۹۰	۰/۴۰ ± ۰/۲۴	۰/۴۱ ± ۰/۲۰	۲/۵۰	۰/۶۲۱	۰/۷۶۳	۰/۵۲۶
میانه	عمومی (درصد MVIC)	۳۲/۰۹ ± ۱۴/۰۸	۴۴/۲۰ ± ۱۷/۶۵	۳۷/۷۳	۴۵/۸۶ ± ۲۸/۷۵	۴۷/۹۷ ± ۲۱/۲۱	۴/۶۰	۰/۰۹۰	*۰/۰۳۷	۰/۲۲۹
استقرار	دورسی فلکسوری/ پلانتار فلکسوری (نسبت)	۰/۲۸ ± ۰/۲۱	۰/۳۷ ± ۰/۲۴	۳۲/۱۴	۰/۲۷ ± ۰/۲۲	۰/۳۳ ± ۰/۲۴	۲۲/۲۲	۰/۱۲۵	۰/۴۹۱	۰/۷۲۳
جدا شدن	عمومی (درصد MVIC)	۶۳/۵۴ ± ۲۵/۵۷	۹۸/۲۱ ± ۵۵/۱۶	۵۴/۵۶	۹۵/۶۵ ± ۴۱/۲۰	۹۹/۶۹ ± ۴۱/۰۶	۴/۲۲	*۰/۰۱۷	*۰/۰۴۶	۰/۰۶۰
پاشنه	دورسی فلکسوری/ پلانتار فلکسوری (نسبت)	۰/۱۹ ± ۰/۲۱	۰/۲۰ ± ۰/۲۴	۵/۲۶	۰/۱۶ ± ۰/۱۴	۰/۱۸ ± ۰/۱۶	۱۲/۵۰	۰/۷۱۳	۰/۵۱۴	۰/۸۴۴
نوسان	عمومی (درصد MVIC)	۲۳/۱۲ ± ۸/۶۵	۲۹/۲۵ ± ۱۷/۹۵	۲۶/۵۱	۲۵/۴۷ ± ۹/۳۴	۲۹/۵۶ ± ۲۶/۶۷	۱۶/۰۵	۰/۱۲۳	۰/۷۰۴	۰/۷۵۶
	دورسی فلکسوری/ پلانتار فلکسوری (نسبت)	۰/۴۵ ± ۰/۲۴	۰/۴۴ ± ۰/۳۲	۲/۲۲	۰/۴۹ ± ۰/۲۰	۰/۴۹ ± ۰/۳۰	۰	۰/۹۰۵	۰/۴۱۳	۰/۸۴۲

*معنی‌داری در سطح P < ۰/۰۵۰

داده‌ها بر اساس میانگین ± انحراف معیار گزارش شده است.

MVIC: Maximum voluntary isometric contraction

با توجه به سطح معنی‌داری به دست آمده، فرض ناهمگن بودن واریانس‌ها رد شد و تفاوت بین گروه‌ها معنی‌دار نبود.

میانگین هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار مفصل مچ پا در دو گروه مداخله و شاهد طی مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون راه رفتن در جدول ۲ آمده است. بر این اساس، اثر عامل زمان در هم‌انقباضی عمومی مچ پا در فاز جدا شدن پاشنه (Heel off) طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون، افزایش معنی‌داری داشت (P = ۰/۰۱۷). اثر عامل گروه در هم‌انقباضی عمومی فاز میانه استقرار (Mid stance) (P = ۰/۰۳۷) و فاز جدا شدن پاشنه (P = ۰/۰۴۶) افزایش معنی‌داری را در مقایسه بین دو گروه نشان داد.

همچنین، اختلاف معنی‌داری در اثر تعامل بین زمان و گروه هم‌انقباضی عمومی فاز تماس پاشنه (Heel contact) مشاهده شد (P = ۰/۰۲۴). نتایج آزمون تعقیبی حاکی از آن بود که هم‌انقباضی عمومی طی فاز تماس پاشنه در گروه تمرین، افزایش معنی‌داری را به اندازه ۵/۸۵ درصد طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون داشت (P = ۰/۰۲۴، d = ۰/۱۲). سایر مؤلفه‌ها بین دو گروه طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را نشان نداد (P > ۰/۰۵۰).

بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی اثرات یک دوره تمرین اصلاحی با تراباند بر هم‌انقباضی مفصل مچ پا در افراد مبتلا به زانوی ضربدری طی راه رفتن بود. نتایج گروه تمرین نشان داد که هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا در فاز تماس پاشنه طی پیش‌آزمون در مقایسه با پس‌آزمون افزایش معنی‌داری داشت. سایر مؤلفه‌ها هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را نشان نداد.

والگوس غیر طبیعی زانو هنگام راه رفتن به ویژه در مرحله تماس پا با زمین در اجرای فعالیت‌های مختلف، با برخی از آسیب‌های شایع زانو همچون آسیب رباط‌های حمایت‌کننده مانند رباط متقاطع قدامی (Anterior cruciate ligament یا ACL) مرتبط است (۲۶). برخی مطالعات رابطه مستقیمی را بین فعالیت عضلات ران با والگوس زانو گزارش کردند. بدین ترتیب که افزایش فعالیت عضلات ران منجر به افزایش والگوس زانو شده بود (۲۷). همچنین، در تحقیقات مختلف، ارتباط بین فعالیت مجموعه عضلات چهار سر (۲۸) یا نسبت فعالیت عضلات زانو (۲۹) به عنوان مثال نسبت فعالیت والگوس مدیالیس به والگوس لترالیس با ضربدری شدن زانو بررسی شده است و نتایج به دست آمده ارتباط عکس را نشان داد؛ به طوری که کاهش فعالیت یا نسبت انقباضی، منجر به افزایش والگوس زانو در حرکاتی همچون اسکات شده بود. نتایج پژوهش Zeller و همکاران، افزایش فعالیت رکتوس فموریس را همراه با افزایش والگوس در حرکت اسکات نشان داد (۳۰) که مغایر با سایر مطالعات (۲۸-۲۶) می‌باشد.

نتایج بررسی حاضر نشان دهنده افزایش هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا در فاز تماس پاشنه بود. نیروی فشاری عضلات اطراف مفصل مچ پا در فاز تماس پاشنه طی راه رفتن می‌تواند بیش از سه برابر وزن بدن و در مرحله جدا شدن پنجه پا از زمین تا پنج برابر وزن باشد (۳۱). تحقیقی گزارش کرد که افزایش فعالیت هم‌زمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست، توسط یک مکانیسم هم‌فعالیتی مرکزی (Central interaction) کنترل می‌شود (۳۲). افزایش هم‌انقباضی در برخی منابع به عنوان یک مکانیسم محافظتی و در برخی پژوهش‌ها به عنوان یک مکانیسم خطرناک مطرح شده است. حفظ ثبات مفصل، فراهم کردن مقاومت در برابر حرکات چرخشی مفصل و به تعادل رساندن فشارهای وارد آمده به سطوح مفصلی، از جمله فواید افزایش هم‌انقباضی می‌باشد (۳۳). هم‌انقباضی حین فعالیت‌های دینامیک مانند راه رفتن، تلاشی جهت تثبیت مفصل و کاهش نیروهای برشی و چرخشی که هر دو برای سلامت

http://jrrs.mui.ac.ir

غضروف مفصلی مضر هستند، تعریف شده است (۳۴). نتایج مطالعه‌ای نشان داد که افراد مبتلا به عارضه زانوی ضربدری در مقایسه با افراد سالم، جهت حفظ پاسچر خود به فعالیت بیشتر عضله گاستروکنمیوس مدیالیس نیاز دارند؛ چرا که این افراد نسبت به افراد سالم، برای کنترل پاسچر پویای اندام تحتانی، بیشتر نیاز دارند که وضعیت مفاصل ساب‌تالار و میدتارسال را در صفحه فرونتال کنترل نمایند (۳۵). همچنین، در برخی تحقیقات دیگر ذکر شده است که ضعف همسترینگ خارجی، باعث چرخش داخلی ران و درشت نی و بروز و یا تشدید تغییر شکل زانوی ضربدری می‌شود (۳۶). شاید افزایش هم‌انقباضی عمومی در مفصل مچ پا طی فاز تماس پاشنه، یک مکانیزم حمایتی از این مفصل در برابر نیروهای برشی باشد که طی افزایش والگوس زانو افزایش یافته است.

جعفرنژادگرو و همکاران در پژوهشی که با هدف بررسی تأثیر تمرینات اصلاحی بر مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین و همچنین، ویژگی‌های کینماتیکی سالمندان مبتلا به زانوی ضربدری طی حرکت فرود انجام شد، ۲۶ مرد سالمند مبتلا به زانوی ضربدری را مورد بررسی قرار دادند و تمرینات اصلاحی منتخب را به مدت ۱۴ هفته اجرا کردند و به نتایج قابل توجهی دست یافتند. طبق نتایج آن‌ها، تمرینات اصلاحی منتخب باعث بهبود ویژگی‌های کینماتیکی افراد مبتلا به زانوی ضربدری شد و مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین را نیز بهبود بخشید. این بهبود منجر به کاهش آسیب‌های ثانویه و پیشگیری از خطرات ناشی از افزایش زاویه والگوس در سالمندان شده بود (۴). افزایش هم‌انقباضی عمومی مچ پا نیز می‌تواند از بروز آسیب‌های ثانویه ناشی از افزایش والگوس زانو جلوگیری کند. بنابراین، می‌توان بیان کرد که نتایج مطالعه جعفرنژادگرو و همکاران (۴) با یافته‌های تحقیق حاضر همسو بود. با این وجود، پژوهش دیگری در این زمینه یافت نشد. مکانیزم کاهش آسیب‌های احتمالی، در نتیجه افزایش هم‌انقباضی عمومی مچ پا روی می‌دهد و می‌تواند نقش مهمی در افزایش پایداری این مفصل طی فعالیت‌های روزانه همچون دویدن و راه رفتن ایفا کند (۱۷).

محدودیت‌ها

از مهم‌ترین محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به عدم ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین و همچنین، عدم حضور جنس مؤنث در مطالعه اشاره کرد.

پیشنهادها

پیشنهاد می‌شود مداخلات تمرین اصلاحی با استفاده از تراباند، علاوه بر افراد دارای زانوی ضربدری، هم‌زمان روی افراد دارای عارضه زانوی پرانتزی نیز اعمال و مقایسه شود. همچنین، بهتر است دختران دارای عارضه زانوی ضربدری نیز مورد بررسی قرار گیرند و متغیرهای کینماتیکی آزمودنی‌ها نیز بررسی شود.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج به دست آمده که حاکی از افزایش هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا طی فاز تماس پاشنه بود، می‌توان نتیجه گرفت که تمرینات اصلاحی توانسته است منجر به افزایش حمایت عضلات در این مفصل طی تماس پاشنه می‌شود. در این فاز، مفصل مچ پا نیروهای زیادی را تحمل می‌کند و افزایش حمایت از این مفصل در این فاز می‌تواند ثبات مفصلی و تعادل را در افراد مبتلا به زانوی ضربدری افزایش دهد.

تشکر و قدردانی

تحقیق حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد با شماره ۱۴۴۵۱۶۲، کد اخلاق IR-ARUMS-REC-1397-091 و کد ثبت کارآزمایی بالینی IRCT20181223042082N1، مصوب دانشگاه محقق اردبیلی می‌باشد. بدین وسیله از تمام کسانی که در انجام این پژوهش همکاری نمودند، تشکر و قدردانی به عمل می‌آید. همچنین، از کلیه شرکت‌کنندگان سپاسگزاری می‌گردد.

نقش نویسندگان

فرشاد قربانلو، امیرعلی جعفرنژاد گرو، میلاد علیپور ساری نصیرلو و امیر لطافتکار در طراحی، اجرا، تحلیل نتایج و نگارش مطالعه ایفای نقش نمودند و نسخه نهایی آن را خواندند و تأیید نمودند.

منابع مالی

مطالعه حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد با کد اخلاق IR-ARUMS-REC-1397-091 و کد ثبت کارآزمایی بالینی IRCT20181223042082N1، مصوب دانشگاه محقق اردبیلی می‌باشد و منابع مالی آن توسط دانشگاه مذکور تأمین شده است.

تعارض منافع

نویسندگان اظهار می‌دارند که منافع متقابلی از تألیف و یا انتشار این مقاله ندارند.

References

1. Butler EE, Steele KM, Torburn L, Gamble JG, Rose J. Clinical motion analyses over eight consecutive years in a child with crouch gait: A case report. J Med Case Rep 2016; 10(1): 157.
2. Punakallio A. Balance abilities of workers in physically demanding jobs with special reference to firefighters of different ages [Thesis]. Kuopio, Finland: University of Eastern Finland; 2004.
3. Sundaram B, Doshi M, Pandian J. 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. 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.
5. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. J Athl Train 2005; 40(1): 41-6.
6. Hunt GC. Examination of lower extremity dysfunction. In: J. Gould J, G. J. Davies GJ, editors. Orthopaedic and Sports Physical Therapy. St. Louis, MO: Mosby; 1990. p. 408–43.

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. Johnson F, Leitl S, Waugh W. The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements. J Bone Joint Surg Br 1980; 62(3): 346-9.
9. 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.
10. Dorsey S.Williams, Irene S.McClay, Joseph H, Thomas S.Buchanan. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. J Appl Biomech 2001; 17(2): 153-63.
11. Felson DT, Niu J, Gross KD, Englund M, Sharma L, Cooke TD, 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.
12. Leitch KM, Birmingham TB, Dunning CE, Giffin JR. Changes in valgus and varus alignment neutralize aberrant frontal plane knee moments in patients with unicompartmental knee osteoarthritis. J Biomech 2013; 46(7): 1408-12.
13. 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): 1-9. [In Persian].
14. 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.
15. Mikesky AE, Topp R, Wigglesworth JK, Harsha DM, Edwards JE. Efficacy of a home-based training program for older adults using elastic tubing. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 1994; 69(4): 316-20.
16. McMaster D, Cronin J, McGuigan M. Forms of variable resistance training. Strength Cond J 2009; 31(1): 50-64.
17. Hubley-Kozey C, Deluzio K, Dunbar M. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2008; 23(1): 71-80.
18. Lloyd DG, Buchanan TS. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. J Biomech 2001; 34(10): 1257-67.
19. Rabiei M, Jafarnejhad Gre T, 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. [In Persian].
20. World Medical Association. World Medical Association Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects. 2004 [Online]. Available from: URL: www.wma.net › what-we-do › medical-ethics › declaration-of-helsinki
21. Becker J. Effectiveness of the StreetStrider as an exercise modality for healthy adults [MSc Thesis]. Madison, WI: University of Wisconsin; 2011.
22. 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.
23. Hermens HJ, 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.
24. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2009; 24(10): 833-41.
25. Cohen, J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2nd ed. Hillsdale, NJ: Lawrence; 1988.
26. 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.
27. Nguyen AD, 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.
28. 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.
29. 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.
30. Zeller BL, McCrory JL, Kibler WB, 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.
31. Czerniecki JM. Foot and ankle biomechanics in walking and running. A review. Am J Phys Med Rehabil 1988; 67(6): 246-52.
32. De Luca CJ, Erim Z. Common drive in motor units of a synergistic muscle pair. J Neurophysiol 2002; 87(4): 2200-4.
33. Gardinier E. The relationship between muscular co-contraction and dynamic knee stiffness in ACL-deficient non-copers [BSc Thesis]. Newark, DE: University of Delaware; 2009.
34. Setton LA, Mow VC, Howell DS. Mechanical behavior of articular cartilage in shear is altered by transection of the anterior cruciate ligament. J Orthop Res 1995; 13(4): 473-82.
35. 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.s
36. Kinakin K. Optimal muscle training: Biomechanics of lifting for maximum growth and strength with DVD. Champaign, IL: Human Kinetics; 2009. p. 49.

DOI: 10.22122/jrrs.v15i5.3435 Published by Vesnu Publications

The Effect of TheraBand® Corrective Exercise on Co-contraction of Ankle Joint in Men with Genu Valgum during Walking: A Randomized Clinical Trial Study

Farshad Ghorbanlou[1], AmirAli Jafarnezhadgero[2], Milad Alipoursarinasirloo[1], Amir Letafatkar[3]

Original Article

Abstract

Introduction: Malalignments in the lower limb can affect the biomechanics of human movements such as walking. The ankle joint has a major role in shock absorption, however abnormalities such as genu valgum can disrupt its function. The objective in this study is to investigate the effect of corrective exercise with ThraBand® on the ankle joint co-contraction in patients with genu valgum during walking.

Materials and Methods: 24 male students (20-30 years old) were randomly divided into the two control and experimental groups. Corrective exercises were performed for 8 weeks using TheraBand® for the experimental group. The electrical activity of the selected muscles was recorded by the electromyography (ECG) device (Biometrics Ltd, UK). The statistical analysis was performed using the SPSS software and repeated measures analysis of variance (ANOVA) at the significant level of 0.050.

Results: Findings in the experimental group showed that the general co-contraction of ankle joint increased significantly in the heel contact phase during the post-test phase compared to the pre-test phase ($P = 0.044$; $d = 0.12$). Other components did not show any significant differences ($P > 0.050$).

Conclusion: Generally, increased co-contraction of ankle during the heel contact phase indicated greater ankle joint support after the corrective exercise.

Keywords: Corrective exercise, TheraBand®, Co-contraction, Ankle joint, Genu valgum

Citation: Ghorbanlou F, Jafarnezhadgero AA, Alipoursarinasirloo M, Letafatkar A. **The Effect of TheraBand® Corrective Exercise on Co-contraction of Ankle Joint in Men with Genu Valgum during Walking: A Randomized Clinical Trial Study.** J Res Rehabil Sci 2019; 15(5): 249-55.

Received: 26.09.2019 Accepted: 07.11.2019 Published: 06.12.2019

1- MSc Student, Department of Physical Education and Sport Sciences, School of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
2- Assistant Professor, Department of Physical Education and Sport Sciences, School of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
3- Assistant Professor, Department of Biomechanics and Sport Injuries, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
Corresponding Author: AmirAli Jafarnezhadgero; Assistant Professor, Department of Physical Education and Sport Sciences, School of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran, Email: amiralijafarnezhad@gmail.com