Journal of Gorgan University of Medical Sciences

e-ISSN: 2008-4080 p-ISSN: 1562-4765

2022 / Vol 23 / No 4

OPEN ACCESS

Original Paper

Effect of Corrective Exercise on Lower Limb Muscles' Co-contraction in Males with Genu Valgum during Walking: A Clinical Trial Study

Farshad Ghorbanlou [1], **Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D)*** [2]

1 M.Sc Student in Sport Biomechanic, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

2 Associate Professor, Department of Sport Managements and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Abstract

Background and Objective: Genu valgum is one of the most common lower limb malformations that affects on walking mechanics. This study was done to evaluate the effect of corrective exercise with Thera-band on the lower limb muscles' co-contraction in males with genu valgum during walking.

Methods: In this clinical trial study, 24 male students with genu valgus with age range of 20-30 years were randomly divided into two control (n=12) and intervention (n=12) groups. Using the caliper, the intensity of the genu valgum was measured by assessing the distance between the medial malleolus of the subjects. Corrective exercises were performed for 8 weeks using Thera-band in interventional group. The electrical activity of selected muscles was recorded by electromyography system (biometrics ltd, UK).

Results: In the interventional group, the knee joint flexor/extensor directed co-contraction was increased significantly during the heel contact phase in the post-test than that in the pre-test ($P<0.05$). There was also a significant increase in knee joint general co-contraction during heel off phase ($P<0.05$). In the interventional group, directed co-contraction of vastus lateralis / vastus medialis muscles during the swing phase was significantly increased during the post-test in compared to the pre-test ($P<0.05$). During post-test, knee joint flexor/extensor directed co-contraction during the heel, knee joint general co-contraction during heel off phase and directed co-contraction of vastus lateralis / vastus medialis muscles during the swing phase were more in the interventional group in compared to control group ($P<0.05$).

Conclusion: The increase of general co-contraction in the knee joint during the heel off phase reflects an improvement in activity of the knee support muscles after corrective exercises and increases balance and stability. There was also an increase in the knee joint flexor / extensor direction co-contraction, which increase the distribution of the load and pressure between the femur and tibia in the knee joint.

Keywords: Genu Valgum, Exercise Therapy, Walking, Muscles

***Corresponding Author:** Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D), E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

Received 4 May 2020
Revised 10 Aug 2020
Accepted 12 Aug 2020
Published online 12 Mar 2022

Cite this article as: Ghorbanlou F, Jafarnezhadgero AA. [Effect of Corrective Exercise on Lower Limb Muscles' Co-contraction in Males with Genu valgum during Walking: A Clinical Trial syudy]. J Gorgan Univ Med Sci. 2022; 23(4): 10-17. [Article in Persian]

© The author(s)

مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی گرگان

زمستان ۱۴۰۰ / دوره ۲۳ / شماره ۴ (پی در پی ۸۰)

دارای رتبه علمی -پژوهشی از کمیسیون نشریات علوم پزشکی کشور

e-ISSN: ۲۰۰۸-۴۰۸۰ p-ISSN: ۱۵۶۲-۴۷۶۵

با دسترسی آزاد

تحقیقی

اثر تمرین اصلاحی بر هم انقباضی عضلات اندام تحتانی مردان با زانوی ضربدری طی راه رفتن: یک مطالعه کارآزمایی بالینی

فرشاد قربانلو [۱]، دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو*[۲]

[۱] دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم 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.

چکیده

زمینه و هدف: *عارضه زانوی ضربدری (Genu valgum) یکی از شایع‌ترین ناهنجاری‌های اندام تحتانی است که مکانیک راه رفتن را تحت تاثیر قرار می‌دهد. این مطالعه به منظور تعیین اثر تمرین اصلاحی بر هم انقباضی عضلات اندام تحتانی مردان با زانوی ضربدری طی راه رفتن انجام شد.*

روش بررسی: *در این کارآزمایی بالینی ۲۴ دانشجوی پسر دارای زانوی ضربدری در محدوده سنی ۳۰-۲۰ سال به طور تصادفی در دو گروه ۱۲ نفری کنترل و مداخله قرار گرفتند. با استفاده از کالیپر شدت زانوی ضربدری با اندازه‌گیری فاصله قوزک‌های داخلی آزمودنی‌ها به دست آمد. تمرینات اصلاحی به مدت ۸ هفته با استفاده از تراباند برای گروه مداخله انجام شد. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی (biometrics ltd, UK) استفاده شد.*

یافته‌ها: *هم‌انقباضی جهت‌دار فلکسوری / اکستنسوری زانو طی فاز تماس پاشنه در گروه مداخله در پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون افزایش آماری معنی‌داری یافت (P<۰/۰۵). همچنین هم‌انقباضی عمومی مفصل زانو طی فاز جدا شدن پاشنه افزایش آماری معنی‌داری نشان داد (P<۰/۰۵). هم‌انقباضی جهت دار پهن خارجی / پهن داخلی مفصل زانو طی فاز نوسان راه رفتن در گروه مداخله افزایش آماری معنی‌داری را طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون نشان داد (P<۰/۰۵). در پس آزمون هم انقباضی جهت‌دار فلکسوری اکستنسوری زانو طی فاز تماس پاشنه، هم انقباضی عمومی زانو طی فاز جدا شدن پاشنه و هم انقباضی جهت دار پهن داخلی و پهن خارجی مفصل زانو طی فاز نوسان در گروه مداخله بزرگتر از گروه کنترل بود (P<۰/۰۵).*

نتیجه‌گیری: *افزایش هم‌انقباضی عمومی در مفصل زانو طی فاز جدا شدن پاشنه نشان‌دهنده فعالیت عضلات حمایت‌کننده مفصل زانو پس از اعمال تمرینات اصلاحی است و باعث حفظ تعادل و ثبات در مفصل زانو می‌شود. همچنین افزایش هم انقباضی جهت‌دار فلکسوری / اکستنسوری در مفصل زانو مشاهده شد که باعث توزیع مساوی بار و فشار بین استخوان ران و درشت‌نی در مفصل زانو می‌شود.*

واژه‌های کلیدی: *زانوی ضربدری ، ورزش درمانی ، راه رفتن ، عضلات*

* نویسنده مسؤول: دکتر امیرعلی جعفرنژاد گرو ، پست الکترونیکی amiralijafarnezhad@gmail.com

نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تلفن و نمابر ۰۴۵-۳۱۵۰۵۶۴۹

وصول ۱۳۹۹/۲/۱۵ اصلاح نهایی ۱۳۹۹/۵/۲۰ پذیرش ۱۳۹۹/۵/۲۲ انتشار ۱۴۰۰/۱۲/۲۱

مقدمه

عارضه زانوی ضربدری (Genu valgum) یکی از شایع‌ترین ناهنجاری‌های اندام تحتانی است که در بین کودکان به‌طور گسترده‌ای مشاهده می‌شود.[۱] این عارضه می‌تواند به صورت وراثتی، ناشی از چاقی، بیماری نرمی استخوان (راشیتیسم)، پارگی رباط‌های زانو و یا ناشی از ضربه باشد. افزایش زاویه والگوس زانو منجر به افزایش زاویه Q و بردار نیروی جانبی حاصل از آن در طول مفصل زانو می‌شود که باعث می‌شود تا مفصل زانو به صورت جانبی به طرف دیگر منتقل شود و افزایش فشار جانبی مفصل کشککی-رانی یا بی‌ثباتی جانبی کشکک را ایجاد کند.[۲] علاوه بر این، افزایش فشار جانبی می‌تواند منجر به تغییرات حاد شونده در طولانی مدت شود.[۳] عارضه زانوی ضربدری می‌تواند بیومکانیک حرکات انسان مانند راه‌رفتن را مختل کرده و اثر منفی روی آن بگذارد.[۴] والگوس غیرطبیعی زانو هنگام راه رفتن به ویژه در مرحله تماس پا با زمین در اجرای فعالیت‌های مختلف با برخی از آسیب‌های شایع زانو نظیر آسیب رباط‌های حمایت‌کننده مانند رباط متقاطع قدامی مرتبط

است.[۵] برخی مطالعات رابطه مستقیمی بین فعالیت عضلات ران با والگوس زانو نشان داده‌اند. به این ترتیب که افزایش فعالیت عضلات ران به افزایش والگوس زانو منجر شده بود.[۶] همچنین ارتباط بین فعالیت مجموعه عضلات چهارسر یا نسبت فعالیت عضلات زانو[۷] 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 والگوس زانو در حرکاتی چون اسکات منجر شده بود.[۷] فعالیت همزمان عضلات مختلف عمل‌کننده حول یک مفصل را هم‌انقباضی عضلانی می‌گویند. به‌طور کلی دو نوع هم‌انقباضی وجود دارند. یکی هم انقباضی عمومی و دیگری هم انقباضی جهت‌دار است که به بررسی فعالیت گروه‌های عضلانی اطراف مفاصل می‌پردازند.[۸] در هم انقباضی عمومی، عضلات آنتاگونیست و آگونیست اطراف مفصل با هم به صورت برابر فعالیت می‌کنند و در هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات آنتاگونیست و آگونیست هم زمان فعال می‌شوند تا با حمایت مفصل نسبت به گشتاورهای اضافی، باعث حفظ ثبات و پایداری مفصل شوند. اعتقاد بر این است که هم‌انقباضی جهت دار گشتاورهای خارجی را حمایت کرده تا بارهای اضافی وارد بر مفصل را کاهش دهند.[۹] به این جهت استفاده از هم‌انقباضی عضلات اطراف مفصل زانو می‌تواند در بررسی اثربخشی مداخلات و کارآمدی عضلات مناسب باشد. البته مطالعه‌ای افزایش فعالیت راست رانی را همراه با افزایش والگوس در حرکت اسکات نشان داد[۱۰] که مغایر با سایرین بود. یافتن روشی برای درمان این عارضه یا کاهش آسیب‌های ثانویه می‌تواند از اهمیت بالایی برخوردار باشد.

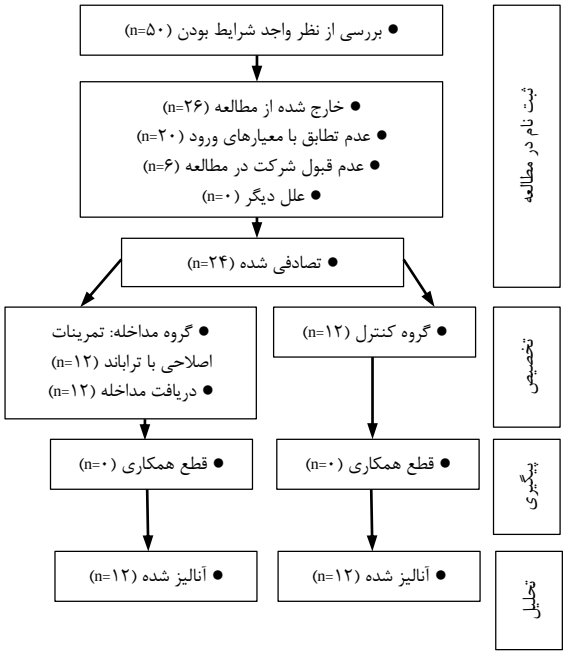
روش‌های مختلفی برای درمان عارضه زانویی ضربدری وجود دارد که می‌توان به استفاده از عمل جراحی و درمان‌های غیرجراحی اشاره کرد. پزشکان در بیشتر مواقع جراحی را به عنوان بهترین روش معرفی می‌کنند؛ اما به علت بالا بودن هزینه‌های جراحی و همچنین جا ماندن افراد مبتلا از فعالیت‌های روزمره به علت دوران بی‌تحرکی پس از جراحی، روش مناسبی به نظر نمی‌رسد.[۱۱] زیرا رویکرد جدید در طب ورزش به حرکت درآوردن سریع بیماران با استفاده از روش‌های عملکردی است. بنابراین یافتن روش‌های کم هزینه، کم‌خطر و همچنین بدون نیاز به بی‌تحرکی از اهمیت بالایی برخوردار است. روش‌های غیرجراحی به دو نوع فعال و غیرفعال تقسیم‌بندی شده‌اند که هر نوع از این روش‌ها مزایا و معایبی دارند. از جمله روش‌های غیرفعال برای درمان این عارضه می‌توان به استفاده از نواربندی (کنزوتیپ)، استفاده از زانوبندهای توانبخشی و ارتزها اشاره کرد.[۱۲] از مزایای روش‌های غیرفعال دردسترس بودن و هزینه‌های مناسب برای تهیه آنها می‌توان اشاره نمود. ولی اثرگذاری این روش‌ها نسبتاً کم بوده و استفاده طولانی مدت از این روش‌ها می‌تواند افراد مبتلا را دچار مشکل کند.[۱۳] مناسب‌ترین و موثرترین روش درمان عارضه زانوی ضربدری، استفاده از تمرینات اصلاحی برحسب شدت بیماری است.[۱۴] مطالعات قبلی اثرات مثبتی از برنامه‌های تمرین اصلاحی به عنوان یک نوع روش درمانی فعال با مقدار مناسب برای بهبود اختلالات عضلانی - اسکلتی را نشان داده‌اند.[۱۵] این نوع تمرینات با استفاده از تئوری کندال به ایجاد کشش در عضلات کوتاه شده و تقویت عضلاتی که دچار ضعف شده؛ انجام می‌شود. تمرینات اصلاحی در مرحله اول برای پیشگیری از افزایش خطرات احتمالی ناشی از عارضه و سپس در مرحله بعد برای بهبود وضعیت صورت می‌گیرد. یکی از ابزار تمرینی جدید و در دسترس برای استفاده در تمرینات اصلاحی تراباند (باند الاستیکی) است.[۱۶] 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.[۱۷] 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.[۱] در مطالعه قبلی ما که روی سالمندان مبتلا به زانوی ضربدری انجام شد؛ طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین پس از یک دوره تمرینات اصلاحی بررسی گردید. تمرینات اصلاحی روی گروه تمرین اجرا شد و این تمرینات توانست مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین را در گروه تمرین نسبت به گروه کنترل بهبود بخشد.[۱] همچنین Aktug مطالعه‌ای به منظور تعیین اثر ترابند بر تعادل قدرت عضله زانو در ۲۷ مرد فوتبالیست حرفه‌ای انجام داد. به طوری که ۱۳ فوتبالیست در گروه تمرین و ۱۴ فوتبالیست در گروه کنترل قرار گرفتند. تمرینات به مدت ۱۰ هفته و بر هر دو پای قالب و غیرقالب اعمال شد و نتایج مثبت و اثرگذاری بر هر دو پا در گروه تمرین مشاهده شد.[۱۸] این مطالعه به منظور تعیین اثر تمرین اصلاحی بر هم انقباضی عضلات اندام تحتانی مردان با زانوی ضربدری طی راه رفتن انجام شد.

روش بررسی

این کارآزمایی بالینی روی ۲۴ دانشجوی پسر دارای زانوی ضربدری در محدوده سنی ۳۰-۲۰ سال در دانشگاه محقق اردبیلی طی سال ۱۳۹۸ انجام شد.

از شرکت‌کنندگان فرم رضایت‌نامه کتبی شرکت آگاهانه در مطالعه اخذ شد. مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی اردبیل (IR.ARUMS.REC.1397.091) و مرکز ثبت کارآزمایی بالینی ایران (IRCT20181223042082N1) قرار گرفت.

نرم افزار G*power نشان داد که برای اندازه اثر برابر ۰/۷، سطح معنی‌داری برابر ۰/۰۵ و توان آماری برابر ۰/۸ هنگام استفاده از آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری با طرح تعاملی درون گروهی و بین گروهی، تعداد حداقل ۱۲ نمونه در هر گروه مورد نیاز است. تعداد ۲۴ آزمودنی به شیوه در دسترس انتخاب و به صورت تصادفی در دو گروه کنترل و مداخله قرار گرفتند (شکل یک).



شکل ۱ : نمودار کارآزمایی بالینی

برای ارزیابی میزان والگوس افزایش یافته زانو از کولیس استفاده شد. به این منظور از آزمودنی‌ها خواسته شد در وضعیت آناتومیکی بایستند و 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؛ وارد پژوهش حاضر شدند. معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل سابقه شکستگی در اندام تحتانی، مشکلات عصبی عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر و عدم وجود عارضه زانوی ضربدری بودند. پای برتر همه شرکت کنندگان سمت راست بود.

مطالعه در دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون انجام 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 بودند. آزمودنی‌ها در ابتدای هر دو مرحله آزمون به مدت ۱۰ دقیقه مشغول گرم کردن با حرکات کششی و جهشی شدند و پس از اتمام آزمون سرد کردن انجام شد.

نوارهای تراباند (Thera-Band, Akron, Ohio, US) از مقاومت پایین تا مقاومت بالا به ترتیب با رنگ‌های زرد، بنفش، سبز، آبی، سیاه و نقره‌ای برای اجرای تمرینات مقاومتی مورد استفاده قرار می‌گیرند.[۱۶] به علت عدم توان اجرای حرکات توسط آزمودنی‌ها در این مطالعه، فقط از سه رنگ زرد، بنفش و آبی استفاده گردید. دوهفته 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. بعد از دوره دو هفته‌ای پروتکل تمرینات کششی، آزمودنی‌ها تمریناتی مقاومتی با تراباند را برای مدت ۶ هفته و سه جلسه در هفته اجرا نمودند. آزمودنی‌ها قبل از اجرای تمرینات با شیوه نحوه تمرینات آشنا شده بودند. هر جلسه تمرینی شامل ۱۰ دقیقه گرم کردن عمومی، به دنبال آن تمرینات مقاومتی ۳۵ تا ۴۰ دقیقه و در پایان تمرینات سرد کردن بود. به دنبال مرحله سازگاری چهار هفته‌ای با مقاومتی خارجی با شدت پایین استفاده از نوار تراباند زرد رنگ، یک ست شامل ۱۴ تکرار در هر حرکت بود و مقاومت بیشتر تنها زمانی داده شد که آزمودنی قادر بود حرکت را به طور کامل و بدون هیچ چالشی انجام دهد. شدت تمرین به طور پیشرونده‌ای با توجه به میزان مقاومت هر نوار (بر اساس جدول طول – نیرو ترابند) از رنگ زرد به بنفش و بالاتر افزایش پیدا کرد. همچنین حجم تمرین با افزایش تعداد ست‌ها از یک به دو توسعه یافت. نرخ افزایش براساس بهبود در هر فرد بود. رنگ باند زمانی تغییر کرد که آزمودنی قادر به اجرای دو یا تعداد تکرار بیشتری در ست دوم بود. 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 آزمون مشابه پیش آزمون از آزمودنی‌ها اخذ شد. به علت حذف اثرات فیزیولوژیک آنی آخرین جلسه تمرینی، پس آزمون ۶ روز پس از آخرین جلسه تمرینی انجام شد.

نمونه‌ای از حرکات کششی و تقویتی مورد استفاده در این مطالعه در جدول یک آمده است.

میزان فعالیت عضلات درشت نئی قدامی (TA)، دوقلوی داخلی (GM)، پهن داخلی (VM)، پهن خارجی (VL)، راست رانی (RF)، دوسر رانی (BF)، نیمه وتری (ST) و عضله سرینی میانی (Gut M) سمت راست طی راه رفتن و دویدن ثبت شدند. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی (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 دسی بل در ۵۰ تا ۶۰ هرتز) استفاده شد. فیلترهای

پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و همچنین ناچ فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز برای فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی انتخاب شدند.[۱۹] همچنین نرخ نمونه‌برداری در فعالیت الکتریکی عضلات برابر ۱۰۰۰ Hz قرار گرفت. محل عضلات منتخب و اعمالی مانند تراشیدن محل الکترودگذاری و تمیز کردن با اتانول ۷۰ درصد طبق توصیه‌نامه SENIAM انجام شد.[۲۰] برای به دست آوردن دامنه فعالیت الکتریکی عضلات از روش محاسبه RMS (Root Mean Score) استفاده شد. اوج فعالیت عضلات ذکر شده به صورت بیشترین انقباض ایزومتریک ارادی (MVIC) ثبت شد. برای نمونه MVIC فعالیت عضله دوقلوی داخلی بدین صورت ثبت شد که از آزمودنی خواسته شد روی یک پا (پای سمت راست که الکترود بر روی آن قرار دارد) ایستاده و به مدت ۵ ثانیه بر روی پنجه خود قرار گیرد. همچنین برای ثبت اوج فعالیت عضله درشت نی قدامی آزمودنی پای خود را در زیر یک صفحه ثابت قرار داده و حرکت دورسی فلکشن را انجام داد. به طوری که پاشنه روی زمین ثابت بود و پنجه رو به بالا حرکت کرده و انقباض ایزومتریک را ایجاد کرد و اوج فعالیت ایزومتریک این عضله ثبت گردید.

جدول ۱ : نمونه‌ای از حرکات کششی و تقویتی مورد استفاده در مطالعه

حرکات	شرح
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 تیلت در مفصل ران، وزن تنه به سمت پای مقابل برده می‌شد.
کشش عضله دوسر رانی	در یک وضعیت سوپاین فرد زانوی خود را ابتدا به حالت اکستنشن برده و سپس چرخش داخلی در آن ایجاد می‌کرد.
تمرین تقویتی عضلات ابداکتور ران	در وضعیت درازکشیده به پهلو و اندام بالایی برای اجرای حرکت آبداکشن در برابر مقاومت استفاده می‌شد. در وضعیت ایستاده و در حرکت گام برداری به پهلو، درحالی که تراباند به قسمت پایین ران متصل بود.[۲۱]
تمرینات تقویتی عضلات چرخش دهنده خارجی ران	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 (ترابانند) طی حرکت اینورژن تقویت گردید.[۲۱]

با استفاده از نرم‌افزار Biometrics datalite و MATLAB تمامی داده‌های الکترومایوگرافی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند و اطلاعات حاصله ثبت شدند. برای تعیین مقادیر هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار در مراحل مختلف راه رفتن از رابطه زیر استفاده شد.[۲۲]

$$\text{هم انقباضی جهت دار} = 1 - \frac{\text{میانگین فعالیت عضلات آنتاگونیست}}{\text{میانگین فعالیت عضلات آگونیست}}$$

داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS-21 در سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵ تجزیه و تحلیل شدند. برای بررسی نرمال بودن داده‌ها و امکان استفاده از آزمون‌های پارامتریک از آزمون شاپیرو ویلک استفاده شد. آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری (Repeated measure ANOVA) برای مقایسه داده‌ها بین پیش آزمون و پس آزمون دو گروه استفاده شد. همچنین از تست تعقیبی Bonferoni استفاده شد. میزان اندازه اثر با استفاده از رابطه Cohen's d $D = (mean1-mean2) / (\frac{SD1+SD2}{2})$ محاسبه شد.[۲۳]

یافته‌ها

مقایسه میانگین دو گروه در شاخص‌های سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی معنی‌دار نبودند (جدول ۲).

میانگین و انحراف استاندارد هم انقباضی عمومی و جهت‌دار بین دو گروه کنترل و مداخله طی پیش آزمون و پس آزمون فاز تماس پاشنه و فاز میانه استقرار راه رفتن در جدول ۳ آمده است. اثر عامل گروه در مؤلفه هم انقباضی جهت‌دار پهن داخلی - پهن خارجی (P<۰/۰۱۹) طی فاز تماس پاشنه معنی‌دار بود. به طوری که تغییرات در گروه مداخله کاهش بیشتری داشت. همچنین اثر عامل زمان در مؤلفه‌های هم‌انقباضی عمومی (P<۰/۰۰۲)، هم‌انقباضی جهت‌دار پهن خارجی / پهن داخلی (P<۰/۰۳۲) و داخلی / خارجی (P<۰/۰۲۶) اختلاف آماری معنی‌داری را طی فاز میانه استقرار نشان داد. سایر مؤلفه‌ها هیچگونه تغییر معنی‌داری را نشان ندادند.

اثر متقابل زمان و گروه در مؤلفه هم انقباضی جهت‌دار فلکسوری / اکستنسوری اختلاف آماری معنی‌داری را طی فاز تماس پاشنه نشان داد (P<۰/۰۰۶). در گروه مداخله این مؤلفه با افزایش ۹۰ درصدی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داده شد (P=۰/۰۱۷؛ d=۰/۷۲). سایر مؤلفه‌ها در فاز تماس پاشنه راه رفتن هیچگونه اختلاف آماری معنی‌داری را نشان ندادند.

جدول ۴ نشان دهنده میانگین و انحراف استاندارد هم انقباضی عمومی و جهت‌دار بین دو گروه کنترل و مداخله طی پیش آزمون و پس آزمون فاز جدا شدن پاشنه و فاز نوسان راه رفتن است. اثر عامل زمان در هم انقباضی جهت‌دار داخلی - خارجی مفصل زانو فاز نوسان راه رفتن (P<۰/۰۲۱) به لحاظ آماری معنی‌دار بود. اثر عامل گروه در هم انقباضی جهت‌دار داخلی / خارجی مفصل زانو در فاز جدا شدن پاشنه (P<۰/۰۰۱)، هم انقباضی عمومی فاز نوسان راه رفتن (P<۰/۰۰۱) و هم انقباضی جهت‌دار فلکسوری / اکستنسوری مفصل زانو در فاز نوسان راه رفتن (P<۰/۰۱۸) معنی‌دار بودند.

اثر تعامل زمان و گروه طی فاز جدا شدن پاشنه در هم انقباضی عمومی اختلاف آماری معنی‌داری نشان داد (P<۰/۰۳۵). نتایج آزمون تعقیبی نشان داد در گروه مداخله هم انقباضی عمومی با افزایش ۵۷/۳۴ درصد طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون مواجه شد (P=۰/۰۲۱؛ d=۰/۶۸). همچنین نتایج آزمون تعقیبی نشان داد هم انقباضی جهت‌دار پهن داخلی / پهن خارجی در مفصل زانو

جدول ۲ : میانگین و انحراف استاندارد شاخص‌های سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی گروه‌های کنترل و مداخله

متغیرها	میانگین و انحراف معیار		p-value
	گروه کنترل	گروه مداخله	آزمون تی مستقل
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

جدول ۳ : میانگین و انحراف استاندارد هم انقباضی عمومی و جهت دار بین دو گروه کنترل و مداخله طی پیش آزمون و پس آزمون فاز تماس پاشنه و میانه استقرار راه رفتن

فاز	هم انقباضی	گروه کنترل			گروه مداخله			p-value		
		پیش آزمون	پس آزمون	میزان Δ	پیش آزمون	پس آزمون	میزان Δ	اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر متقابل زمان وگروه
تماس پاشنه	عمومی	۹۷/۲۸±۳۳/۸۴	۱۰۴/۶۵±۴۷/۹۶	۷/۶۲	۱۰۲/۸۰±۷۰/۳۵	۸۳/۳۹±۴۵/۶۲	۱۸/۸۸	۰/۴۷۵	۰/۵۶۰	۰/۱۱۷
	پهن خارجی/پهن داخلی	۰/۲۱±۰/۵۳	-۰/۰۹±۰/۵۵	۱۴۲/۸۵	-۰/۲۵±۰/۴۱	-۰/۰۶±۰/۴۴	۷۶/۰۰	۰/۶۰۷	۰/۰۱۹*	۰/۰۵۳
	فلکسوری/اکستنسوری	۰/۶۴±۰/۱۴	۰/۵۶±۰/۲۹	۱۲/۵۰	۰/۳۰±۰/۴۸	۰/۵۷±۰/۲۷	۹۰/۰۰	۰/۱۲۲	۰/۰۴۸*	۰/۰۰۶*
	داخلی/خارجی	-۰/۱۶±۰/۳۸	۰/۰۰±۰/۴۳	۱۶۰/۰۰	۰/۰۴±۰/۳۹	-۰/۱۰±۰/۵۵	۳۵۰/۰۰	۰/۹۰۵	۰/۶۵۰	۰/۱۱۷
میانه استقرار	عمومی	۷۲/۶۷±۲۶/۳۸	۹۶/۸۳±۴۹/۰۹	۳۳/۲۴	۷۹/۹۳±۴۰/۲۱	۱۰۰/۲۰±۴۸/۸۹	۲۵/۳۵	۰/۰۰۲*	۰/۶۳۶	۰/۷۷۵
	پهن خارجی/پهن داخلی	۰/۰۸±۰/۵۱	۰/۲۹±۰/۵۰	۲۶۲/۵۰	۰/۰۳±۰/۵۳	۰/۲۳±۰/۴۴	۶۶۶/۶۶	۰/۰۳۲*	۰/۶۳۰	۰/۹۵۹
	فلکسوری/اکستنسوری	۰/۵۹±۰/۳۰	۰/۵۹±۰/۳۲	۰/۰۰	۰/۳۴±۰/۵۶	۰/۵۰±۰/۵۴	۴۷/۰۵	۰/۴۲۷	۰/۰۸۸	۰/۴۱۸
	داخلی/خارجی	-۰/۱۶±۰/۴۳	-۰/۳۵±۰/۳۶	۱۱۸/۷۵	۰/۰۰±۰/۵۲	-۰/۲۳±۰/۳۱	۲۳۰/۰۰	۰/۰۲۶*	۰/۱۰۱	۰/۷۹۶

P<۰/۰۵ *

جدول ۴ : میانگین و انحراف استاندارد هم انقباضی عمومی و جهت دار بین دو گروه کنترل و مداخله طی پیش آزمون و پس آزمون فاز جدا شدن پاشنه راه رفتن

فاز	هم انقباضی	گروه کنترل			گروه مداخله			p-value		
		پیش آزمون	پس آزمون	میزان Δ	پیش آزمون	پس آزمون	میزان Δ	اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر متقابل زمان وگروه
جدا شدن پاشنه	عمومی	۸۶/۹۷±۳۸/۹۵	۱۰۰/۳۵±۲۷/۳۱	۱۵/۳۸	۹۶/۹۹±۹۱/۲۴	۱۵۲/۶۱±۷۳/۵۲	۵۷/۳۴	۰/۰۰۱*	۰/۰۰۵*	۰/۰۳۵*
	پهن خارجی/پهن داخلی	-۰/۰۷±۰/۴۷	-۰/۱۱±۰/۵۴	۵۷/۱۴	۰/۰۰±۰/۳۷	۰/۲۴±۰/۵۳	۲۴۰/۰۰	۰/۲۹۷	۰/۰۷۰	۰/۱۲۳
	فلکسوری/اکستنسوری	۰/۴۰±۰/۲۷	۰/۴۶±۰/۳۹	۱۵/۰۰	۰/۲۲±۰/۵۹	۰/۵۴±۰/۴۱	۱۳۴/۷۸	۰/۰۸۱	۰/۶۴۱	۰/۲۳۲
	داخلی/خارجی	۰/۲۴±۰/۵۰	۰/۰۹±۰/۴۵	۶۲/۵۰	-۰/۱۰±۰/۴۰	-۰/۲۲±۰/۴۰	۱۲۰/۰۰	۰/۱۷۳	۰/۰۰۱*	۰/۹۰۸
نوسان	عمومی	۳۷/۶۶±۱۰/۹۷	۳۶/۸۴±۹/۵۸	۲/۱۷	۵۰/۶۳±۲۴/۲۳	۶۶/۲۵±۵/۱۹	۳۰/۸۵	۰/۲۶۵	۰/۰۰۱*	۰/۲۱۶
	پهن خارجی/پهن داخلی	-۰/۱۹±۰/۴۳	-۰/۲۰±۰/۴۴	۵/۲۶	-۰/۱۶±۰/۴۰	۰/۱۹±۰/۳۷	۲۱۸/۷۵	۰/۰۳۹*	۰/۰۳۳*	۰/۰۳۰*
	فلکسوری/اکستنسوری	۰/۴۶±۰/۳۹	۰/۵۳±۰/۳۰	۱۵/۲۱	۰/۲۰±۰/۳۶	۰/۴۱±۰/۴۴	۱۰۵/۰۰	۰/۱۲۱	۰/۰۱۸*	۰/۴۱۷
	داخلی/خارجی	۰/۰۶±۰/۴۳	-۰/۰۴±۰/۴۹	۱۶۶/۶۶	-۰/۰۴±۰/۴۶	-۰/۴۲±۰/۷۹	۹۵۰/۰۰	۰/۰۲۱*	۰/۰۹۰	۰/۲۰۲

P<۰/۰۵ *

طی فاز نوسان راه رفتن در گروه مداخله ۲۱۸/۷۵ درصد افزایش معنی‌داری را طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون نشان داده است (P=۰/۰۰۵؛ d=۰/۷۲). سایر مؤلفه‌ها در فاز جدا شدن و نوسان راه رفتن هیچگونه اختلاف آماری معنی‌داری را نشان ندادند.

در پس آزمون هم انقباضی جهت‌دار فلکسوری اکستنسوری زانو طی فاز تماس پاشنه، هم انقباضی عمومی زانو طی فاز جدا شدن پاشنه و هم انقباضی جهت دار پهن داخلی و پهن خارجی مفصل زانو طی فاز نوسان در گروه مداخله بزرگتر از گروه کنترل بود (P<۰/۰۵).

بحث

با توجه به نتایج این مطالعه، هم انقباضی جهت‌دار فلکسوری / اکستنسوری زانو طی فاز تماس پاشنه در گروه مداخله افزایش معنی‌داری نشان داد. همچنین هم انقباضی عمومی طی فاز جدا شدن پاشنه در گروه مداخله افزایش معنی‌داری یافت. هم انقباضی جهت‌دار پهن خارجی / پهن داخلی مفصل زانو طی فاز نوسان راه رفتن در گروه مداخله نیز افزایش معنی‌داری را طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون نشان داد.

عواملی همچون تغییرات در راستای مکانیکی اندام تحتانی باعث تغییراتی در مکانیک راه رفتن و دویدن می‌شود که مهم‌ترین تغییر در این محور افزایش زاویه والگوس زانو است. عضلاتی که در اطراف مفصل زانو قرار دارند؛ بر حسب عملکردشان به دو دسته کلی عضلات خم کننده 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 هستند.[۲۴] کوروش‌فرد و همکاران[۲۵] اثر تمرین اصلاحی فیدبکی بر والگوس زانو و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در اسکات تک پا ۲۳ زن دارای زانوی ضربدری را بررسی و با استفاده از تمرینات اصلاحی توانستند به نتایجی دست یابند. نوعی ضعف عصبی عضلانی در گروه تمرینی مشاهده شد که به دنبال تمرین تا حدی بهبود یافت. چراکه فعالیت و صرف انرژی کمتر عضلانی برای انجام حرکت خاص با کینماتیک مشابه، نشان دهنده بهبود کنترل حرکتی یا ایجاد یادگیری است. به نظر می‌رسد تمرین اصلاحی مقابل آینه با فعال کردن نورون‌های آینه‌ای عامل اصلی این یادگیری

باشد از طرفی فعالیت کمتر عضلانی در حرکات، کاهش خستگی را به دنبال دارد و ازآنجاکه بسیاری از آسیب با خستگی ارتباط دارد؛ می‌توان گفت احتمالاً با کاهش خستگی بروز آسیب نیز کاهش می‌یابد. هرچند شواهدی وجود دارد که این تمرینات باعث تغییرات مثبتی در والگوس زانو و فعالیت عصبی - عضلانی اندام تحتانی می‌شود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد هم انقباضی جهت‌دار فلکسوری / اکستنسوری مفصل زانو در گروه مداخله افزایش معنی‌داری یافته است. در مطالعه‌ای میزان جابه جایی مرکز فشار به عنوان یکی از مؤلفه‌های وابسته به نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای زانوی ضربدری به‌طور معنی‌داری از گروه کنترل بیشتر بود. به عبارت دیگر افراد دارای زانوی ضربدری در حفظ تعادل پس از وارد شدن اغتشاش یا برهم خوردن تعادل، از عملکرد ضعیف‌تری برخوردار بودند.[۲۶] احتمالاً افزایش هم انقباضی جهت‌دار فلکسوری / اکستنسوری مفصل زانو پس از اعمال تمرینات اصلاحی با تراباند توانسته بار اعمال شده به این مفصل را که مهم‌ترین مفصل اندام تحتانی در جذب بار است؛ طی فاز تماس پاشنه مفصل کاهش دهد و همچنین به علت عدم تعادل در توزیع فشار در مفصل زانوی افراد دارای عارضه زانو ضربدری، احتمالاً تمرینات اصلاحی توانسته این توزیع را تا حدودی بهبود بخشد.

هم انقباضی را فعالیت همزمان عضلات اطراف مفصل تعریف می‌کنند. افزایش فعالیت همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست توسط یک مکانیسم هم‌فعالیتی مرکزی کنترل می‌شود.[۲۷] افزایش هم‌انقباضی در برخی منابع به عنوان یک مکانیسم محافظتی و در برخی تحقیقات به عنوان یک مکانیسم خطرناک مطرح شده است. حفظ ثبات مفصل، فراهم کردن مقاومت در برابر حرکات چرخشی مفصل و به تعادل رساندن فشارهای وارده به سطوح مفصلی از فواید افزایش هم‌انقباضی است.[۲۸] هم‌انقباضی حین فعالیت‌های دینامیک مانند راه رفتن، به‌عنوان تلاشی برای تثبیت مفصل و کاهش نیروهای برشی و چرخشی که هر دو برای سلامت غضروف مفصلی مضرند؛ تعریف شده است. همچنین هم‌انقباضی عضلانی اجازه می‌دهد بار اعمال شده به زانو به طور مساوی بین سطوح مفصلی ران و درشت‌نی توزیع شود.[۲۹] افراد مبتلا به عارضه زانوی ضربدری در مقایسه با افراد سالم برای حفظ وضعیت خود به فعالیت بیشتر عضله دوقلو نیاز دارند. زیرا این افراد نسبت به افراد سالم، برای کنترل وضعیت پویای اندام تحتانی بیشتر نیاز دارند که وضعیت مفاصل ساب تالار و تارسال میانی را در صفحه فرونتال کنترل کنند.[۳۰] ضعف همسترینگ خارجی، باعث چرخش داخلی ران و درشت نی و بروز و یا تشدید تغییر شکل زانوی ضربدری می‌شود.[۳۱] از آنجایی که عضله دوقلو و همسترینگ جزو عضلات فلکسور زانو نیز هستند؛ احتمالاً تمرینات اصلاحی توانسته اثر مثبتی بر فعالیت این عضلات گذاشته و هم‌انقباضی جهت‌دار فلکسوری / اکستنسوری مفصل زانو را افزایش دهد.

تمرینات اصلاحی به عنوان مداخلات فعال برای درمان یا کاهش خطر آسیب ناشی از عارضه‌های مختلف به کار گرفته می‌شود. در مطالعه قبلی ما اثر ۱۴ هفته تمرینات اصلاحی بر مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین و ویژگی‌های کینماتیکی ۲۶ مرد سالمند مبتلا به زانوی ضربدری طی حرکت فرود ارزیابی شد. تمرینات اصلاحی منتخب باعث بهبود در ویژگی‌های کینماتیکی بین افراد مبتلا به زانوی ضربدری شد و مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین را نیز بهبود بخشید.[۳] افزایش هم‌انقباضی عمومی باعث افزایش تعادل و ثبات مفصلی در افراد دارای عارضه زانوی ضربدری می‌شود و احتمالاً می‌تواند سبب کاهش آسیب‌های ثانویه در این افراد گردد که می‌توان گفت نتایج با پژوهش بیان شده همسو است.

با توجه به تفاوت‌های فیزیولوژیکی و آناتومیکی بین دختران و پسران، پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده هر دو جنس مطالعه شوند. همچنین به علت تفاوت متغیرهای کینماتیکی و نیروها در افراد دارای زانوی ضربدری در مقایسه با افراد سالم، بررسی این عوامل بیومکانیکی در مطالعات آتی پیشنهاد می‌شود.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که هم انقباضی عمومی در مفصل زانو طی فاز جدا شدن پاشنه افزایش معنی‌داری داشت که نشان دهنده افزایش فعالیت عضلات حمایت کننده مفصل زانو پس از اعمال تمرینات اصلاحی است که احتمالاً باعث افزایش تعادل و ثبات در مفصل زانو خواهد شد. همچنین افزایش هم‌انقباضی جهت‌دار فلکسوری / اکستنسوری در مفصل زانو مشاهده شد که ممکن است افزایش توزیع بار به صورت مساوی بین کمپارتمان‌های زانو شود و افزایش فشار بین استخوان ران و درشت نی در مفصل زانو را به دنبال داشته باشد.

تشکر و قدردانی

این مقاله نتیجه پایان‌نامه (شماره ۱-۱۳۲۵) آقای فرشاد قربانلو برای اخذ درجه کارشناسی ارشد در رشته تربیت بدنی از دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی دانشگاه محقق اردبیلی بود. بدین وسیله از تمامی آزمودنی‌های شرکت کننده در مطالعه و نیز از تمام کسانی که به نحوی ما را در اجرای این مطالعه یاری نمودند؛ صمیمانه تشکر می‌نماییم.

References

1. Sorkhe E, Jafarnezhadgero AA. [Effect of a Corrective Exercise Program on the Frequency Spectrum of Ground Reaction Force during Drop-Landing in Older Adults with Genu Valgum]. Salmand: Iranian Journal of Ageing. 2020; 14(4): 494-509. DOI: 10.32598/sija.13.10.440 [Article in Persian]

2. McWalter EJ, Cibere J, MacIntyre NJ, Nicolaou S, Schulzer M, Wilson DR. Relationship between varus-valgus alignment and patellar kinematics in individuals with knee osteoarthritis. J Bone Joint Surg Am. 2007 Dec; 89(12): 2723-31. DOI: 10.2106/JBJS.F.01016

3. Jafarnezhadgero AA, 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 Feb; 27(1): 9-17. DOI: 10.1123/japa.2017-0315

4. 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 Nov-Dec; 95(6): 531-41. DOI: 10.7547/0950531

5. Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, Jenkyn TR. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. J Biomech. 2006; 39(12): 2213-20. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.07.002

6. 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 May-Jun; 46(3): 246-56. DOI: 10.4085/1062-6050-46.3.246

7. 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 Nov; 13(6): 930-35. DOI: 10.1002/jor.1100130618

8. Lloyd DG, Buchanan TS. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. J Biomech. 2001 Oct; 34(10): 1257-67. DOI: 10.1016/s0021-9290(01)00095-1

9. Anbarian M, Esmailie H, Hosseini Nejhad SE, Rabiei M, Binabaji H. [Comparison of knee joint muscles' activity in subjects with genu varum and the controls during walking and running]. JRRS. 2012; 8(2): 298-309. DOI: 10.22122/jrrs.v8i2.359 [Article in Persian]

10. 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 May-Jun; 31(3): 449-56. DOI: 10.1177/03635465030310032101

11. Vaishya R, Shah M, Kumar Agarwal A, Vijay V. Growth modulation by hemi epiphysiodesis using eight-plate in Genu valgum in Paediatric population. J Clin Orthop Trauma. 2018 Oct-Dec; 9(4): 327-33. DOI: 10.1016/j.jcot.2017.11.004

12. Macdonald R. Taping Techniques: Principles and Practice. 2nd ed. Oxford: Butterworth-Heinemann. 2004; pp: 80-150.

13. 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. 2015 Mar; 31(3): 404-409. DOI: 10.1016/j.arthro.2014.09.003

14. Ballal MS, Bruce CE, Nayagam S. Correcting genu varum and genu valgum in children by guided growth: temporary hemiepiphysiodesis using tension band plates. J Bone Joint Surg Br. 2010 Feb; 92(2): 273-76. DOI: 10.1302/0301-620X.92B2.22937

15. Mohammadi V, Letafatkar A, Sadeghi H, Jafarnezhadgero AA, 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 Oct; 21(4): 1009-16. DOI: 10.1016/j.jbmt.2016.12.009

16. 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. DOI: 10.1007/BF00392037

17. McMaster DT, Cronin J, McGuigan M. Forms of Variable Resistance Training. Strength Cond J. DOI: 10.1519/SSC.0b013e318195ad32

18. Aktug ZB. Do the exercises performed with a theraband have an effect on knee muscle strength balances? J Back Musculoskelet Rehabil. 2020; 33(1): 65-71. DOI: 10.3233/BMR-181217

19. Farahpour N, Jafarnezhadgero AA, 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 Apr; 39: 35-41. DOI: 10.1016/j.jelekin.2018.01.006

20. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol. 2000 Oct; 10(5): 361-74. DOI: 10.1016/s1050-6411(00)00027-4

21. Kamonseki DH, Gonçalves GA, Yi, Lombardi 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 Jun; 23: 76-82. DOI: 10.1016/j.math.2015.10.006

22. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2009 Dec; 24(10): 833-41. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2009.08.005

23. Cohen J. Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences. 2nd ed. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates, Publishers. 1988; pp: 220-35.

24. 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. [Article in Persian]

25. Koorosh-fard N, Ali-Zadeh M H, Rajabi R, Shirzad E. [Effect of Feedback Corrective Exercise on Knee Valgus and Electromyographic Activity of Lower Limb Muscles in Single Leg Squat]. Arch Rehabil. 2015; 16(2): 138-47. [Article in Persian]

26. 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. [Article in Persian]

27. De Luca CJ, Erim Z. Common drive in motor units of a synergistic muscle pair. J Neurophysiol. 2002 Apr; 87(4): 2200-204. DOI: 10.1152/jn.00793.2001

28. Gardinier ES. The Relationship Between Muscular Co-Contraction and Dynamic Knee Stiffness in ACL-Deficient Non-Copers. Thesis. University of Delaware. 2009.

29. Boden BP, Griffin LY, Garrett Jr WE. Etiology and Prevention of Noncontact ACL Injury. Phys Sportsmed. 2000 Apr; 28(4): 53-60. DOI: 10.3810/psm.2000.04.841

30. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DNM. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. Med Sci Sports Exerc. 2002 Jul; 34(7): 1150-67. DOI: 10.1097/00005768-200207000-00016

31. Kinakin K. Optimal muscle training biomechanics of lifting for maximum growth and strength. 2nd ed. Champaign: Human Kinetics. 2009; pp: 315-40.