Journal of Gorgan University of Medical Sciences

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

2023 / Vol 25 / No 3

OPEN ACCESS

Original Paper

Effect of 2 Types of Thoracholumbosacral Braces on Ankle and Knee Joint Co-contraction in Individuals with Kyphosis during Running

Milad Piran Hamlabadi [1], Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D)*[2]

1 Ph.D Candidate in Sport Managements, Department of Sport Management, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

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

Abstract

Background and Objective: Using lumbar orthoses changes the running mechanics. An essential biomechanical factor in rehabilitation and injury prevention is the co-contraction of the knee and ankle joints. Therefore, this study aimed to investigate the effect of 2 types of thoracolumbosacral braces on ankle and knee joint co-contraction in people with kyphosis during running.

Methods: This quasi-experimental study was conducted on 15 men aged 18-25 years suffering from kyphosis greater than 40 degrees in the Biomechanics Laboratory of the University of Mohaghegh Ardabili Health Center during the summer of 2020. Each participant randomly performed 3 running tests in each condition: without a brace, with a sensor brace, and with a simple brace. The test consisted of electromyographic data of the selected lower limb muscles, which also recorded the contraction of the knee and ankle muscles in the right leg when running at a constant speed.

Results: The results showed a reduction of the general knee co-contraction while using a sensory brace compared to without the brace by 6% during the loading phase ($P<0.05$). Additionally, using a simple brace compared to the condition without a brace, the ankle-directed contraction during the push-off phase decreased by 38% ($P<0.05$). Directed vastus medialis and lateralis co-contraction while using a sensory brace increased by about 49% compared to without the brace at the loading phase and increased by about 47% at the mid-stance phase without a brace condition compared to the simple brace condition ($P<0.05$).

Conclusion: General knee co-contraction after using a sensory brace was lower than when a simple brace was used.

Keywords: Brace, Thoracolumbar, Kyphosis, Ankle Joint, Knee Joint, Running

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

Received 15 Oct 2022
Final Revised 11 Apr 2023
Accepted 15 Apr 2023
Published Online 7 Nov 2023

Cite this article as: Piran Hamlabadi M, Jafarnezhadgero AA. [Effect of 2 Types of Thoracholumbosacral Braces on Ankle and Knee Joint Co-contraction in Individuals with Kyphosis during Running]. J Gorgan Univ Med Sci. 2023; 25(3): 27-35. [Article in Persian]

© The author(s)

Owned: Golestan University of Medical Sciences **Publisher:** Deputy of Research and Technology

مجله دانشگاه علوم پزشکی گرگان

پاییز ۱۴۰۲ / دوره ۲۵ / شماره ۳ (پی در پی ۸۷)

دارای رتبه علمی -پژوهشی از کمیسیون نشریات علوم پزشکی کشور

e-ISSN: ۲۰۰۸-۴۰۸۰ p-ISSN: ۱۵۶۲-۴۷۶۵

با دسترسی آزاد

تحقیقی

اثر دو نوع بریس تراکولامبوساکرال بر مقادیر هم‌انقباض مفاصل مچ پا و زانو در مردان مبتلا به کایفوز در حین دویدن

میلاد پیران حمل آبادی [۱]، دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو*[۲]

[۱] دانشجوی دکتری مدیریت ورزشی، گروه مدیریت ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

[۲] دانشیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

چکیده

زمینه و هدف: *استفاده از ارتزهای کمری مکانیک دویدن را تغییر می‌دهد. یکی از عوامل بیومکانیکی مهم در توانبخشی و پیشگیری از آسیب، انقباضات همزمان مفاصل زانو و مچ پا است. این مطالعه به منظور تعیین اثر دو نوع بریس تراکولامبوساکرال بر مقادیر هم‌انقباض مفاصل مچ پا و زانو در مردان مبتلا به کایفوز در حین دویدن انجام شد.*

روش بررسی: *این مطالعه شبه‌تجربی روی ۱۵ مرد ۲۵-۱۸ ساله مبتلا به کایفوز بزرگتر از ۴۰ درجه در آزمایشگاه بیومکانیک مرکز سلامت و تندرستی دانشگاه محقق اردبیلی طی تابستان ۱۳۹۹ انجام شد. هریک از شرکت‌کنندگان به طور تصادفی سه تست دویدن را در هر یک از سه حالت بدون بریس، با بریس دارای سنسور و با بریس ساده انجام دادند. این آزمایش شامل داده‌های الکترومیوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی بود که انقباض عضلات زانو و مچ پا را در پای راست هنگام دویدن با سرعت ثابت ثبت نمود.*

یافته‌ها: *مقادیر هم‌انقباض عمومی مفصل زانو در حالت بریس سنسوردار نسبت به حالت بدون بریس حدود ٦ درصد طی فاز پاسخ بارگذاری کاهش یافت (P<۰/۰۵). هنگام استفاده از بریس ساده نسبت به حالت بدون بریس مقادیر هم‌انقباض جهت‌دار مچ پا در فاز هل دادن حدود ۳۸ درصد کاهش یافت (P<۰/۰۵). هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات پهن داخلی و پهن خارجی در حالت استفاده از بریس سنسوردار نسبت به حالت بدون بریس در فاز پاسخ بارگذاری حدود ٤٩ درصد و در فاز میانه اتکا در حالت بدون بریس نسبت به بریس ساده حدود ٤٧ درصد افزایش یافت (P<۰/۰۵).*

نتیجه‌گیری: *به دلیل افزایش هم انقباضی عمومی زانو در حین استفاده از بریس سنسوردار، استفاده از بریس ساده توصیه می‌شود.*

واژه‌های کلیدی: *بریس ، توراکولومبار ، کایفوز ، مفصل مچ پا ، مفصل زانو ، دویدن*

* نویسنده مسؤول: دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو ، 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 ۱۴۰۱/۷/۲۳ اصلاح نهایی ۱۴۰۲/۱/۲۲ پذیرش ۱۴۰۲/۱/۲۶ انتشار ۱۴۰۲/۸/۱۶

مقدمه

عارضه کایفوز یکی از رایج‌ترین ناهنجاری‌های وضعیتی و از علل مهم اثرگذار بر پاتولوژی تنه است.[۱] معمولاً کایفوز به عنوان وضعیت نامناسب شناخته می‌شود و اعتقاد بر این است که کایفوز در زمان بلوغ عادی است. بایستی یادآور شد که این عارضه ممکن است نشانه‌ای از تغییرات ساختاری در ستون فقرات باشد.[۲] افزایش زاویه کایفوز پشتی به دلیل فشرده شدن دیسک بین مهره‌ای است که می‌تواند با درد همراه باشد.[۳] میزان طبیعی کایفوز ۴۰-۲۰ درجه است و اگر از ۴۰ درجه بیشتر شود تغییر شکل[۴] و اگر بالای ۴۵ درجه باشد به عنوان هایپر کایفوزیس شناخته می‌شود.[۵]

Hazebroek-Kampschreur و همکاران شیوع ۱۵/۳ درصدی در کودکان ۱۱ساله،[۶] Griegel-Morris و همکاران شیوع ۳۸ درصدی در افراد ۲۰ تا ۵۰ ساله[۷] و Cutler و همکاران شیوع ۳۵ درصدی در افراد ۲۰ تا ۶۴ سال را برای ناهنجاری کایفوز گزارش کرده‌اند.[۸]

این ناهنجاری به روش‌های مختلفی معالجه و اصلاح می‌شود که از جمله آن استفاده از نوار کنزیو، ارتوزها و تمرینات درمانی است.[۹-۱۲] نکته قابل تامل آن است که با وجود پیشرفت‌های فناوری و علمی و همچنین به وجود آمدن زندگی ماشینی گزارش می‌شود که شیوع کایفوز در ناحیه توراکولومبار در حدود ۷۹ درصد است که ۵۲ درصد افراد شدت انحنای بالاتر از متوسط تا شدید را دارا هستند.[۱۱و۱۳] بنابراین به نظر می‌رسد تکیه بر تقویت عضلات و برنامه حرکات اصلاحی در کنار هم می‌تواند در تغییرات زاویه کایفوز و

لوردوز نقش مهمی داشته باشد و این وظیفه را یک ارتوزی داشته باشد که فرد را به‌جای وادار نمودن به حفظ پاسچر طبیعی ستون فقرات، بتواند امکاناتی را فراهم کند تا فرد دارای ناهنجاری کایفوز و لوردوز پاسچر خود خود را به صورت اکتیو یا فعال نگه دارد.[۵] در همین راستا ساختار بریس تراکولامبوساکرال این قابلیت را فراهم می‌کند. به طوری که این بریس در بررسی‌های نیروی عکس‌العمل زمین و فعالیت اکترومایوگرافی عضلات موثر گزارش شده است.[۱۰و۱۴] از طرفی از این بریس می‌توان طی فعالیت‌های پویا مثل راه رفتن و دویدن نیز استفاده کرد.[۵] با توجه به مطالعات قبلی برای بررسی اثرات بریس بر عضلات اندام تحتانی در افراد می‌توان از ثبت فعالیت الکتریکی عضلات استفاده کرد. محققین بر این باورند که الکترومایوگرافی سطحی یکی از روش‌های غیرتهاجمی برای ارزیابی فعالیت و یا مدت زمان فعالیت عضلات است و به‌طور گسترده در شاخه‌های متفاوت بیومکانیک اسکلتی عضلانی مانند مطالعات توانبخشی، علم ارگونومی و علوم حرکتی استفاده می‌شود.[۱۵] غیرتهاجمی و اقتصادی بودن از مزایای مهم الکترومایوگرافی هستند. فعالیت همزمان عضلات مختلف عمل کننده حول یک مفصل را هم‌انقباضی عضلانی می‌گویند که به‌طور کلی دو نوع هم‌انقباضی عمومی و هم‌انقباضی جهت‌دار وجود دارد. هم‌انقباضی عمومی به بررسی فعالیت گروه‌های عضلانی اطراف مفصل می‌پردازد و از مجموع فعالیت این گروه عضلانی محاسبه می‌شود.[۱۶] در هم‌انقباضی جهت‌دار نسبت فعالیت عضلات آنتاگونیست وآگونیست اطراف مفصل دارای اهمیت است تا با حمایت مفصل نسبت به گشتاورهای اضافی، سبب حفظ ثبات و پایداری مفصل شوند.[۱۷] اعتقاد بر این است که هم‌انقباضی جهت‌دار داخلی - خارجی مفصل زانو گشتاورهای خارجی را حمایت کرده تا بارهای اضافی وارد بر جانب داخلی مفصل را کاهش دهد.[۱۸]

این مطالعه به منظور تعیین اثر دو نوع بریس تراکولامبوساکرال بر مقادیر هم‌انقباض مفاصل مچ پا و زانو در مردان مبتلا به کایفوز در حین دویدن انجام شد.

روش بررسی

این مطالعه شبه‌تجربی روی ۱۵ مرد مبتلا به کایفوز ۲۵-۱۸ ساله در آزمایشگاه بیومکانیک مرکز سلامت و تندرستی دانشگاه محقق اردبیلی طی تابستان ۱۳۹۹انجام شد.

مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل (IR.ARUMS.REC.1399.255) قرار گرفت. شرکت کنندگان در مطالعه رضایت آگاهانه خود را به صورت کتبی اعلام داشتند.

برای انتخاب حجم نمونه از نرم‌افزار جی پاور استفاده شد. این نرم‌افزار نشان داد که در سطح معنی‌داری ۰/۰۵، اندازه اثر برابر ۰/۸ و توان آماری ۰/۸ هنگام استفاده از آزمون آنالیز واریانس یک سویه با اندازه‌های تکراری برابر ۱۰ نفر است. اندازه اثر مورد استفاده در این پژوهش برای متغیر هم‌انقباضی عمومی بود.[۱۷] نمونه‌ها به صورت در دسترس انتخاب شدند.

معیارهای ورود به مطالعه شامل داشتن زاویه کایفور بالای ۴۰ درجه،[۴] داشتن توانایی دویدن و توانایی شرکت در آزمون بودند. معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل ابتلا به بیماری کرونا و نداشتن زاویه کایفوز بودند. از آنجایی که زمان نمونه‌گیری مقارن با زمان شیوع ویروس کرونا بود؛ طی هر بار استفاده از بریس‌ها بدن آزمودنی‌ها با الکل ضدعفونی شد و برای هر یک از شرکت کنندگان کاور یکبار مصرف در نظر گرفته شد تا انتقال ویروس کرونا در صورت مخفی بودن از نظر دستگاه‌های تشخیصی به حداقل برسد.

ویژگی‌های دموگرافیک نمونه‌ها شامل طول قد، وزن و سن مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. زاویه کایفوز مطابق با شاخص خط‌کش منعطف ساخت کشور تایوان استفاده شد که دقت این وسیله یک دهم درجه و ضریب پایایی آن ۹۷درصد است.[۱۹] فرمول تعیین زاویه کایفوز برابر با Arc Tan= 2h/L بود.[۲۰و۲۱] از یک سیستم الکترومایوگرافی قابل حمل (BIO SYSTEM, UK) با ۸ جفت الکترود سطحی دو قطبی (شکل دایره‌ای با قطر ۱۱ میلی‌متر با فاصله مرکز تا مرکز ۲۵ میلی‌متر)، مقاومت ورودی ۱۰۰ میلی اهم و نسبت رد سیگنال مشترک بزرگتر از ۱۱۰ دسی‌بل برای ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات درشت نی قدامی (TA)، دوقلوی داخلی (GM)، پهن داخلی (VM)، پهن خارجی (VL)، بازکننده ستون فقرات (RS)، دوسررانی (BF)، نیم وتری (ST) و سرینی میانی (GLUT-M) در طرف راست بدن با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. ابتدا سطح پوست روی عضلات منتخب تراشیده و با اتانول ۷۰ درصد تمیز شد. سپس الکترودها مطابق توصیه‌های پروتکل اروپایی برای ثبت فعالیت عضلات در الکترومایوگرافی سطحی (Surface Electromyography Non-invasive Assessment of Muscles) در محل مورد نظر قرار گرفت. محل نصب الکترودها برای تمامی عضلات طبق پروتکل سنیام مشخص گردید.[۲۲] همچنین برای فیلترکردن داده‌های الکترومایوگرافی از فیلتر بالاگذر (High passfilter) ۱۰ هرتز و فیلتر پایین گذر (Lowpass filter) ۵۰۰ هرتز استفاده شد. از ناچ فیلتر برای حذف نویزهای ناشی از برق شهری استفاده شد.

آزمودنی‌ها سه بار بدون بریس و سه بار با بریس ساده و سه بار با بریس سنسوردار تکلیف دویدن را به صورت صحیح انجام دادند. برای تحلیل داده‌ها در سه شرایط، میانگین ۳ تکرار در هر شرایط برای تحلیل‌های آماری بیشتر استفاده شد. ترتیب اجرای شرایط مختلف به صورت تصادفی انجام گرفت. قبل از اجرای دویدن با

بریس سنسوردار از نمونه‌ها خواسته شد تا راحت بایستند و سنسور میزان خمش را نشان می‌داد. بعد از آنها خواسته شد تا قامت خود را صاف کنند و دوبار سنسور خمش میزان انحنا را نشان داد. اولین خمش به عنوان حداقل مقدار و دومی به عنوان بیشینه مقدار در نرم‌افزار تعریف شد. تخطی آزمودنی از درجه تعریف شده، سبب شروع ویبره سیستم شده تا فرد وضعیت خود را صاف کند. برای هر یک از شرایط دویدن از نمونه‌ها خواسته شد که مسیر ۱۸ متری که صفحه نیرو در کف آن جاگذاری شده بود را با سرعت ثابت ۳/۳ متر بر ثانیه بدوند و بین هر شرایط دو دقیقه استراحت به نمونه‌ها داده شد. آزمونی بایستی شرایط هر یک از مراحل دویدن را رعایت می‌نمود.

الگوی دویدن آزمودنی‌ها پاشنه پنجه بود. هنگامی که صفحه نیرو توسط نمونه برای تنظیم گام مورد هدف واقع شد یا تعادل نمونه دچار اختلال شد؛ کوشش دویدن دوباره تکرار گردید. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن استخراج شد. فاز اتکای به عنوان فاصله تماس پاشنه پا با زمین (شروع Fz>10N) تا بلند شدن پنجه پا از زمین (Fz <10 N) تعیین گردید.[۲۳و۲۴] فاز پاسخ بارگذاری به عنوان ۱۵ درصد اولیه، فاز میانه اتکا به عنوان ۴۵ درصد میانی و فاز هل دادن به عنوان ۴۰ درصد انتهای فاز اتکا تعریف شدند. فعالیت عضله چهارسرانی طی انقباض ایزومتریک بیشینه در زاویه ۶۰ درجه فلکشن مفصل زانو با دستگاه جلو ران انجام شد.[۲۵] مقاومت ایجاد شده برای عضلات شامل مقاومت دورسی فلکشن برای عضله ساق قدامی، پرونیشن برای عضله نازک نئی بلند، عمل پلانتار فلکشن با فلکشن زانو برای عضله نعلی و پلانتار فلکشن با وجود اکستنشن در زانو برای عضله دوقلو و فلکشن زانو در زاویه ۶۰ درجه برای عضلات همسترینگ بودند. عمل ایزومتریک عضله در مدت ۳ ثانیه صورت پذیرفت و هر نمونه این عمل را ۳ بار به صورت تکراری انجام داد و مدت زمان استراحت در بین این تکرارها یک دقیقه بود. فعالیت عصبی عضلات بر حسب میکروولت ثبت شد. در این آزمون به دلیل جلوگیری از فیدبک بینایی، نمونه‌ها نمی‌توانستند صفحه مانیتور دستگاه EMG و دامنه سیگنال را مشاهده نمایند. دستگاه EMG عضلات منتخب را به وسیله نرم‌افزار دیتالیت ذخیره نمود. از آزمودنی‌ها خواسته شد تا حرکات کششی و نرمشی انجام دهند و با استفاده از داده‌های به‌دست آمده از دستگاه الکترومایوگرافی هشت کاناله سطوح فعالیت عضلات (RMS) محاسبه گردید. به‌علاوه برای نرمال‌سازی آمپلی تود سیگنال‌های EMG از انقباض ایزومتریک بیشینه ارادی (MVICs) استفاده شد.[۲۶-۲۸] در این تحلیل بایستی مقدار RMS داده‌ها بر RMS انقباض ایزومتریک بیشینه ارادی تقسیم و ضربدر عدد ۱۰۰ شود. در مرحله گرفتن MVICs از هر نمونه برای هر عضله سه بار انجام گردید که شامل سه انقباض ارادی بیشینه بود که به صورت پشت سر هم و به مدت ۵ ثانیه در مقابل نیروی مقاومتی انجام شد که این نیروی مقاومتی توسط آزمون گیرنده به وجود آمد. در این مرحله نمونه‌ها به طور پیوسته مورد تشویق قرار گرفتند تا بتوانند حداکثر انقباض را ایجاد کنند.[۲۶] برای گرفتن MVICs عضلات ساق قدامی، نازک نئی بلند و نعلی آزمودنی روی صندلی بود و برای عضله دو قلو با زانوی کاملاً باز بر روی زمین قرار داشت و به دیوار تکیه داد. کاملاً اطمینان حاصل شد که به هنگام حداکثر انقباض ارادی روی زمین به عقب نلغزیده است.[۲۶و۲۹] مطالعه حاضر یکبار برای بررسی اثرات آنی بریس انجام شد. هم‌انقباضی عمومی مفاصل از طریق فرمول مجموع فعالیت عضلات آگونیست و عضلات آنتاگونیست محاسبه شد.[۳۰] برای هم‌انقباضی جهت‌دار نیز از فرمول فعالیت عضلات آگونیست تقسیم بر عضلات آنتاگونیست منهای عدد یک استفاده شد.[۱۷]

داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS-26 و آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری همراه با آزمون تعقیبی بونفرونی در سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵ تجزیه و تحلیل شدند. نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون شاپیروولیک مورد تایید قرار گرفت.

یافته‌ها

میانگین و انحراف استاندارد سن ۳/۹±۲۳/۸ سال، قد ۰/۰۴±۱/۷۸ متر، وزن ۱۲/۲۱±۷۲/۲۰ کیلوگرم و میزان انحنا کایفوز ۳±۴۴ درجه بودند.

هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا در حالت‌های با و بدون بریس در فازهای پاسخ بارگیری، میانه اتکا، هل دادن و نوسان تفاوت آماری معنی‌داری نداشتند (جدول یک).

هم‌انقباضی عمومی مفصل زانو در حالت‌های استفاده از بریس ساده و سنسوردار در فاز بارگیری در حین دویدن تفاوت آماری معنی‌داری داشتند (P<۰/۰۴۶). مقایسه جفتی نشان داد هم‌انقباضی عمومی مفصل زانو در حین استفاده از بریس سنسوردار نسبت به بریس ساده کاهش آماری معنی‌داری یافته است (P<۰/۰۵) (جدول یک). هم‌انقباضی جهت‌دار مفصل مچ پا در مقایسه حالت‌های استفاده از بریس ساده و حالت بدون بریس در فاز هل دادن به‌طور معنی‌داری کاهش یافت (P<۰/۰۴۷). در بقیه فازها در حالت‌های با و بدون بریس تفاوت آماری معنی‌داری مشاهده نشد (جدول ۲).

دویدن با و بدون بریس در فازهای پاسخ بارگیری، میانه اتکا، هل دادن و نوسان بر هم‌انقباضی جهت‌دار داخلی و خارجی مفصل زانو اثر آماری معنی‌داری نداشتند (جدول ۲).

هم‌انقباضی جهت‌دار فلکسوری و اکستنسوری مفصل زانو در فازهای پاسخ بارگیری، میانه اتکا، هل دادن و نوسان در هنگام با و بدون استفاده از بریس طی دویدن تفاوت آماری معنی‌داری نداشتند (جدول ۳).

جدول ۱: هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا و مفصل زانو حین دویدن در حالت‌های مختلف بدون بریس، با بریس تراکولامبوساکرال ساده و با بریس تراکولامبوساکرال سنسوردار در مردان مبتلا به کایفوز

فعالیت عضلات در فازهای مختلف		میانگین و انحراف استاندارد			P-value			
		بدون بریس	بریس ساده	بریس سنسور دار	حالت بدون بریس با بریس ساده	بدون بریس با بریس سنسوردار	بریس ساده با بریس سنسوردار	به صورت کلی
مفصل مچ پا	فاز بارگیری	۹۶/۸۳±۳۲/۷۴	۱۰۱/۶۳±۲۲/۸۳	۸۷/۷۶±۲۷/۱۱	۰/۶۰۵	۰/۴۹۶	۰/۱۸۸	۰/۴۰۵
	میانه اتکا	۹۸/۱۳±۱۹/۸۵	۹۲/۳۰±۱۹/۸۸	۱۰۹/۵۳±۴۱/۷۴	۰/۳۴۷	۰/۳۲۰	۰/۱۳۲	۰/۲۹۰
	هل دادن	۲۱/۲۵±۸۷/۷۶	۱۲/۹۵±۹۱/۰۶	۱۸/۱۸±۸۷/۹۰	۰/۵۸۸	۰/۹۲۲	۰/۶۳۹	۰/۸۵۳
	نوسان	۱۱۹/۵۷±۱۵۱/۵۰	۴۱/۸۰±۱۳۸/۴۶	۴۵/۷۶±۱۱۶/۲۰	۰/۷۱۲	۰/۲۶۳	۰/۱۰۸	۰/۱۳۹
مفصل زانو	فاز بارگیری	۹۱/۳۵±۱۷/۹۳	۱۰۰/۰۰±۱۹/۶۷	۸۶/۶۴±۲۰/۲۰	۰/۲۲۸	۰/۵۲۲	۰/۰۴۶	۰/۱۲۴
	میانه اتکا	۷۸/۷۶±۱۳/۷۰	۸۵/۵۲±۱۶/۰۸	۹۱/۵۳±۳۰/۸۷	۰/۰۸۶	۰/۱۸۲	۰/۵۳۲	۰/۱۵۲
	هل دادن	۲۲/۴۶±۴۸/۹۳	۱۲/۵±۶۲	۷/۹±۵۷/۸	۰/۰۸	۰/۳۵۱	۰/۱۳۰	۰/۱۲۷
	نوسان	۴۲/۱۲±۱۲۰/۰۰	۵۳/۲۲±۱۴۳/۷۴	۴۲/۷۹±۱۲۱/۷۴	۰/۲۲۸	۰/۹۱۶	۰/۱۲۸	۰/۳۲۴

جدول ۲: هم‌انقباضی جهت دار مفصل مچ پا و مفصل زانو حین دویدن در حالت‌های مختلف بدون بریس، با بریس تراکولامبوساکرال ساده و با بریس تراکولامبوساکرال سنسوردار در مردان مبتلا به کایفوز

فعالیت عضلات در فازهای مختلف		میانگین و انحراف استاندارد			P-value			
		بدون بریس	بریس ساده	بریس سنسور دار	حالت بدون بریس با بریس ساده	بدون بریس با بریس سنسوردار	بریس ساده با بریس سنسوردار	به صورت کلی
مفصل مچ پا	فاز بارگیری	۱/۰۳±۰/۴۱	۱/۱۰±۰/۳۳	۱/۰۲±۰/۵۰	۰/۳۰۴	۰/۹۵۱	۰/۳۷۷	۰/۵۸۲
	میانه اتکا	۱/۲۴±۰/۴۸	۱/۱۰±۰/۳۹	۱/۲۵±۰/۶۹	۰/۴۹۴	۰/۹۵۶	۰/۵۲۱	۰/۷۶۷
	هل دادن	۰/۶۲±۱/۴۹	۰/۴۳±۱/۰۸	۰/۶۳±۱/۱۸	*۰/۰۴۷	۰/۱۶۳	۰/۴۴۲	۰/۱۶۹
	نوسان	۲/۳۰±۱/۵۴	۰/۳۰±۱/۰۶	۰/۳۰±۱/۰۵	۰/۳۳۳	۰/۴۲۰	۰/۳۴۷	۰/۴۸۴
مفصل زانو	فاز بارگیری	۸۳/۶۸±۳۲/۶۴	۷۷/۶۳±۲۷/۸۵	۶۸/۶۷±۲۳/۹۳	۰/۶۰۴	۰/۱۶۵	۰/۳۵۳	۰/۳۵۶
	میانه اتکا	۷۴/۵۱±۲۵/۳۲	۸۵/۷۱±۲۶/۲۷	۸۳/۴۳±۳۹/۶۰	۰/۲۱۰	۰/۴۵۰	۰/۸۷۲	۰/۳۸۴
	هل دادن	۲۴/۱۲±۷۶/۶۸	۳۰/۴۹±۷۹/۸۷	۳۶/۴۹±۷۸/۲۱	۰/۸۰۱	۰/۹۰۹	۰/۸۷۲	۰/۹۶۸
	نوسان	۴۴/۲۵±۱۱۳/۷۰	۶۴/۹۶±۱۳۷/۹۹	۵۰/۲۵±۱۲۴/۹۴	۰/۳۶۴	۰/۶۱۰	۰/۳۰۱	۰/۵۵۷

هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات پهن داخلی و خارجی مفصل زانو در مقایسه حالت‌های استفاده از بریس سنسوردار نسبت به حالت بدون بریس در فاز بارگیری از نظر آماری تفاوت معنی‌داری داشتند (P<۰/۰۳۶). مقایسه جفتی نشان داد هم‌انقباضی جهت دار عضلات پهن داخلی و خارجی مفصل زانو در حین استفاده از بریس سنسوردار نسبت به حالت بدون بریس افزایش یافته است. همچنین تفاوت آماری معنی‌داری در حالت‌های استفاده از بریس ساده نسبت به حالت بدون بریس در فاز میانه اتکا وجود داشت (P<۰/۰۱۴). به‌طوری که هنگام استفاده از بریس ساده میزان هم‌انقباضی عضلات نسبت به حالت بودن بریس، افزایش داشت (جدول ۴).

بحث

با توجه به نتایج این مطالعه، هم‌انقباض عمومی مفصل مچ پا در حین دویدن در حالت‌های با و بدون بریس تفاوت معنی‌داری ندارد؛ اما هم‌انقباض عمومی مفصل زانو در فاز پاسخ بارگیری به طور معنی‌داری کاهش یافت.

افزایش هم‌انقباض عمومی در مفصل زانو ممکن است با بی‌ثباتی مفصل همراه باشد. به طوری که با افزایش بی‌ثباتی، هم‌انقباضی مفصل بیشتر می‌شود.[۳۱] از این رو مطالعات گزارش کرده‌اند که بی‌ثباتی مفصل زانو یکی از عوامل خطر زمین خوردن افراد است.[۳۲]

علاوه بر این افزایش هم‌انقباضی عمومی در استراتژی فعال‌سازی عضلات پلانتار و دورسی فلکسوری اختلال ایجاد می‌کند.[۳۱] مطالعات گزارش کرده‌اند هم‌انقباضی عمومی مفاصل زانو و مچ پا بیشتر برای انجام وظایف فیزیولوژیکی بدن مانند اینورژن و اورژن پا، بهبود تعادل، کنترل ثبات مچ پا و خم شدن زانو کاربردی هستند.[۳۳] نتایج ما در انقباض جهت‌دار مچ پا نشان داد که فاز هل دادن پاسخ عضلات آگونیست و آنتاگونیست مفصل مچ پا به طور قابل توجهی کاهش یافته است. این پدیده در اصل نشان‌دهنده وجود دو سیستم ورودی مرکزی مختلف برای نورون‌های حرکتی آنتاگونیست مچ پا است که یکی از آنها ورودی یک عضله را فعال می‌کند؛ در حالی که آنتاگونیست را تحت فشار قرار می‌دهد و دیگری نورون‌های حرکتی آنتاگونیست را فعال می‌کند. به طوری که میزان ورودی و فراخوانی نورون‌های حرکتی، به فعالیت قشر حرکتی بستگی دارد.[۳۴] بنابراین می‌توان اذعان داشت که دلیل بهبود تعادل، کنترل ثبات مچ پا و خم شدن زانو می‌تواند همین مکانیسم باشد؛ اما بایستی یادآور شد که بررسی این متغیرها جزء متغیرهای مطالعه ما نبود. از طرف دیگر معمولاً در هم‌انقباض عمومی، همه آگونیست‌ها و آنتاگونیست‌های زانو به طور مساوی فعال می‌شوند. در حالی که در هم‌انقباضی جهت‌دار، آگونیست‌ها و آنتاگونیست‌های داخلی برای

جدول ۳ : هم‌انقباضی جهت دار فلکسوری و اکستنسوری مفصل مچ پا حین دویدن در حالت‌های مختلف بدون بریس، با بریس تراکولامبوساکرال ساده و با بریس تراکولامبوساکرال سنسوردار در مردان مبتلا به کایفوز

فعالیت عضلات در فازهای مختلف		میانگین و انحراف استاندارد			P-value			
		بدون بریس	بریس ساده	بریس سنسور دار	حالت بدون بریس با بریس ساده	بدون بریس با بریس سنسوردار	بریس ساده با بریس سنسوردار	به صورت کلی
مفصل مچ پا	فاز بارگیری	۱۵۸/۶۵±۳۴/۵۹	۱۷۲/۰۳±۶۳/۳۴	۱۵۲/۵۴±۴۷/۳۴	۰/۵۳۰	۰/۷۱۶	۰/۳۳۳	۰/۶۳۷
	میانه اتکا	۱۴۷/۵۰±۵۲/۳۴	۱۴۹/۳۰±۴۰/۸۵	۱۶۷/۷۳±۶۴/۱۸	۰/۸۹۷	۰/۴۰۳	۰/۴۳۷	۰/۷۰۷
	هل دادن	۲۸/۶۶±۱۳۹/۲۱	۳۲/۹۷±۱۴۰/۶۱	۵۱/۷۳±۱۵۳/۸۳	۰/۹۱۴	۰/۴۰۱	۰/۳۵۹	۰/۶۳۹
	نوسان	۷۰/۴۳±۲۱۴/۶۷	۱۱۴/۸۰±۲۷۴/۶۸	۹۴/۶۶±۲۵۳/۹۹	۰/۱۸۴	۰/۲۹۹	۰/۳۹۰	۰/۴۲۳

جدول ۴ : هم‌انقباضی جهت دار عضلات پهن داخلی و خارجی مفصل زانو حین دویدن در حالت‌های مختلف بدون بریس، با بریس تراکولامبوساکرال ساده و با بریس تراکولامبوساکرال سنسوردار در مردان مبتلا به کایفوز

فعالیت عضلات در فازهای مختلف		میانگین و انحراف استاندارد			P-value			
		بدون بریس	بریس ساده	بریس سنسور دار	حالت بدون بریس با بریس ساده	بدون بریس با بریس سنسوردار	بریس ساده با بریس سنسوردار	به صورت کلی
مفصل مچ پا	فاز بارگیری	۰/۹۸±۰/۳۳	۱/۲۳±۰/۳۹	۱/۴۶±۰/۷۰	۰/۰۹۱	۰/۰۳۶	۰/۲۷۶	۰/۰۸۲
	میانه اتکا	۰/۹۸±۰/۳۶	۱/۴۴±۰/۶۹	۱/۱۰±۰/۴۱	۰/۰۱۴	۰/۳۹۰	۰/۱۵۱	۰/۰۳۳
	هل دادن	۰/۲۶±۱/۲۶	۰/۵۲±۱/۱۴	۰/۴۹±۱/۰۱	۰/۴۷۲	۰/۱۵۶	۰/۴۲۱	۰/۳۸۰
	نوسان	۰/۴۱±۱/۱۰	۰/۵۰±۱/۲۶	۱/۳۵±۱/۴۱	۰/۳۳۱	۰/۳۵۷	۰/۶۷۵	۰/۴۶۸

پشتیبانی از گشتاور داخلی و عضلات جانبی برای گشتاور داخلی فعال می‌شوند.[۳۵] اعتقاد بر این است که هم‌انقباضی جهت‌دار به‌طور مستقیم از گشتاور خارجی پشتیبانی می‌کند تا از بلند شدن کندیل و جلوگیری از بارگذاری مفصل در محفظه داخلی زانو جلوگیری کند.[۳۶] هم‌انقباضی عمومی نیز می‌تواند این اثر را داشته باشد؛ اما به دلیل غیرجهت بودن آن در جلوگیری از بلند شدن کندیل موثرتر است و ممکن است بی‌دلیل تمام بارگذاری مفصل را افزایش دهد. هم‌انقباضی عمومی زمانی مشخص شده است که افراد از گشتاورهای داخلی و خارجی زانو در انقباضات ایزومتریک حمایت می‌کنند.[۱۶]

در مطالعه حاضر تفاوت معنی‌داری در انقباض جهت‌دار داخلی و خارجی مفصل زانو مشاهده نشد. در مطالعه‌ای تغییر شکل واروس زانو با بدتر شدن استئوآرتریت پاتلوفمورال همراه بود. تغییر شکل شدید واروس عمدتاً باعث استئوآرتریت فاست جانبی می‌شود.[۳۷] در مطالعه Gross و همکاران زانوهای مبتلا به واروس ناهماهنگ‌تر بودند. آنها اذعان داشتند که شیوع بالاتر آسیب کشککک رانی داخلی به جای جانبی در همه افراد در گروه‌های بیمار همراه است و افزایش فعالیت عضلانی داخلی زانو در آنها مشاهده می‌شود[۳۸] که با یافته‌های مطالعه ما ناهمسو بود. به طوری که در مطالعه ما، فازها تفاوت معنی‌داری نداشتند. یکی از مکانیسم‌های احتمالی اثرگذار بر این تفاوت نتیجه می‌تواند افراد شرکت کننده در مطالعه ما باشند. به طوری که منطقی است بپذیریم افراد با استئوآریت زانو نسبت به افراد دارای کایفوز الگوی حرکتی بسیار متفاوت داشته باشند و یکی دیگر از مکانیسم احتمالی تفاوت در نتایج می‌تواند نوع فعالیت در دو مطالعه باشد. از طرف دیگر در مطالعه‌ای بیماران مبتلا به استئوآرتریت عمدتاً از فعال‌سازی عضلات جانبی در طول ایستادن استفاده نمودند که ممکن است به تثبیت لحظه اداکشن خارجی زانو کمک کند.[۳۹] نتایج مطالعه حاضر، تفاوت معنی‌داری را در هم‌انقباضی جهت دار فلکسوری و اکستنسوری مفصل زانو نشان نداد. در این راستا Hirokawa و همکاران گزارش کردند که انقباض عضلات همسترینگ اثر قابل توجهی بر حفظ ثبات زانو دارد و با جلوگیری از جابجایی بیش از حد قدامی و چرخش داخلی استخوان درشت نی، عملکرد سینرژیک را برای رباط متقاطع قدامی فراهم می‌کند. به طوری که تمرین قدرتی همسترینگ یک درمان ضروری است. بنابراین آنان اذعان داشتند که تمرین و تکرار در درمان محافظه کارانه زانوهای دارای پارگی رباط صلیبی قدامی به عنوان یک درمان کمکی برای روش‌های ترمیم رباط و به عنوان درمان پیشگیرانه در ورزشکاران با عملکرد بالا که در معرض خطر بالقوه آسیب‌های لیگامانی قرار دارند؛ مورد استفاده قرار می‌گیرد.[۴۰] از این رو Kyröläinen و همکاران در یک مطالعه گزارش کردند که تمرینات قدرتی متمرکز بر همسترینگ می‌تواند به‌طور قابل توجهی نیروی هم‌انقباض آنتاگونیست را افزایش دهد. چنین افزایشی در انقباض همسترینگ، همراه با این واقعیت که افزایش نیروی آن، اثربخشی آن را به عنوان هم افزایی با رباط صلیبی قدامی افزایش می‌دهد؛ می‌تواند به عنوان درمان موثر در بیماران مبتلا به پارگی رباط صلیبی قدامی مورد استفاده قرار گیرد.[۴۱] از طرف دیگر به نظر می‌رسد کاهش فعالیت عضلات چهار سر رانی باعث عدم کنترل زاویه فلکشن زانو طی دویدن شود و علت آن را می‌توان تداخل در هماهنگی عضلانی دانست. گروه عضلات چهارسر رانی، عضله دوسر رانی، نیم وتری و عضله دوقلو در مرحله پیش فعال‌سازی

فعالیت کمتری داشتند. ولی فعالیت این عضلات در اواخر مرحله نوسان طی دویدن نقش مهمی در آماده‌سازی تماس یا با زمین دارد. به طور ویژه در مرحله پیش فعال‌سازی، عضلات برای عملکرد مناسب در مرحله پاسخ بارگیری، فعالیت خود را افزایش می‌دهند و باعث سفتی ساق و کاهش عملکرد مناسب عضلات همسترینگ می‌شوند. از این رو کاهش فعالیت عضلات همسترینگ در این مرحله باعث کاهش نیروی لازم برای کنترل شتاب رو به جلوی ساق حین تماس پا با زمین است.[۴۱] به‌طورکلی در مطالعات انجام گرفته بر روی اثر استفاده از بریس‌ها بر قسمت داخلی مفصل زانو و هم‌انقباضی عضلات گزارش شده است که استفاده از بریس میزان بار وارده را کاهش می‌دهد.[۴۲] نتایج این مطالعات با نتایج ما به دلیل عدم تفاوت در میزان فعالیت الکترومایوگرافی به‌طور خاص، هم‌انقباضی عضلات زانو ناهمسو است. در همین راستا در این مطالعه مشاهده شد که در هم‌انقباضی جهت‌دار پهن داخلی و خارجی تفاوت معنی‌داری در حالت‌های با و بدون بریس طی دویدن وجود دارد. به‌طوری که افزایش فعالیت عضلانی در حالت‌های استفاده از بریس سنسوردار نسبت به حالت بدون بریس در فاز بارگیری قابل مشاهده بود. از طرف دیگر افزایش قابل توجهی در حالت‌های استفاده از بریس ساده نسبت به حالت بدون بریس در فاز میانه اتکا مشهود بود. از این رو da Silva و همکاران در مطالعه‌ای با عنوان اثر تمرینات عصبی – عضلانی بر هم‌انقباضی عضلات پهن داخلی و پهن خارجی طی انقباضات ایزومتریک در افراد گزارش کردند که فعال‌سازی عضلات پهن داخلی و خارجی در افراد سالم و در طول تمرین مشابه بود و تفاوت معنی‌داری نداشتند. آنها همچنین اذعان کردند که عدم تفاوت در مراحل قبل و بعد تمرین به دلیل اقتضاء و یا تقاضای یک اندام خاص برای حفظ ثبات مفصل است.[۴۳] مطابق با نتایج مطالعه Yassierli و Nussbaum[۴۴] و مطالعه Watanabe و Akima[۴۵] هم‌انقباضی در فعالیت‌های عملکردی رخ می‌دهد و این تغییرات پس از خستگی نشان‌دهنده تمایل به اشباع آگونیست است که همزمان با افزایش سطح انقباض آنتاگونیست‌ها اتفاق می‌افتد. در نتیجه نسبت فعالیت عضله چهارسر به همسترینگ، بدن تلاش می‌کند تا عوامل خطر مربوط به خستگی را با الگوی فعال‌سازی همزمان عضلات زانو جبران کند.[۴۶] بایستی این مورد را هم مد نظر قرار داد که هم‌انقباضی عضلات در حالت‌های مختلف استفاده از مواد و وسایل متفاوت است. به طوری که استفاده از یک محصول نو با محصول قدیمی متفاوت است.[۱۷] از محدودیت این مطالعه می‌توان به عدم بررسی تغییرات بیومکانیکی استفاده از بریس در هنگام حرکات پویای دیگر مانند راه رفتن و پریدن و همچنین بررسی اثر طولانی مدت استفاده از بریس اشاره نمود.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که بریس تراکولامبوساکرال بر هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار مفاصل زانو و مچ پا در بیماران مبتلا به کایفوز اثر می‌گذارد. به دلیل افزایش هم انقباضی عمومی زانو در حین استفاده از بریس سنسوردار، استفاده از بریس ساده توصیه می‌شود. با توجه به کاهش هم‌انقباضی عمومی مفصل زانو و افزایش هم‌انقباضی جهت‌دار مفصل مچ پا می‌توان اذعان کرد که استفاده طولانی مدت از بریس می‌تواند در بهبود تعادل، کنترل ثبات مچ پا و خم شدن زانو موثر باشد.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان نامه آقای میلاد پیران حمل آبادی برای اخذ درجه کارشناسی ارشد در رشته بیومکانیک ورزشی از دانشگاه محقق اردبیلی بود. از تمامی داوطلبان شرکت‌کننده در مطالعه صمیمانه سپاسگزاریم. نویسندگان هیچگونه تعارض منافعی در پژوهش ندارند.

References

1. Vaughn DW, Brown EW. The influence of an in-home based therapeutic exercise program on thoracic kyphosis angles. Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation. 2007; 20(4): 155-65. doi: 10.3233/BMR-2007-20404.
2. Nitzschke E, Hildenbrand M. [Epidemiology of kyphosis in school children]. Z Orthop Ihre Grenzgeb. 1990 Sep-Oct; 128(5): 477-81. doi: 10.1055/s-2008-1039600. [Article in German]
3. Bartynski WS, Heller MT, Grahovac SZ, Rothfus WE, Kurs-Lasky M. Severe thoracic kyphosis in the older patient in the absence of vertebral fracture: association of extreme curve with age. AJNR Am J Neuroradiol. 2005 Sep; 26(8): 2077-85.
4. Jafarnezhadgero AA, Piran Hamlabadi M. [Effect of Simple and Sensor Thoracolumbosacral Braces on Electromyography Activity of Selected Muscles in Patients with Kyphosis during Running]. J Gorgan Univ Med Sci. 2022; 24(2): 24-30. [Article in Persian]
5. Piran Hamlabadi M, Jafarnezhadgero AA, Anoushirvani S. A preliminary design of new corrective and wireless thoracolumbar bracing for individuals with functional thoracolumbar kyphosis. Journal of Advanced Sport Technology. 2019; 3(1): 33-36.
6. Hazebroek-Kampschreur AA, Hofman A, van Dijk AP, van Linge B. Prevalence of trunk abnormalities in eleven-year-old schoolchildren in Rotterdam, The Netherlands. J Pediatr Orthop. 1992 Jul-Aug; 12(4): 480-84. doi: 10.1097/01241398-199207000-00012.
7. Griegel-Morris P, Larson K, Mueller-Klaus K, Oatis CA. Incidence of common postural abnormalities in the cervical, shoulder, and thoracic regions and their association with pain in two age groups of healthy subjects. Phys Ther. 1992 Jun; 72(6): 425-31. doi: 10.1093/ptj/72.6.425.
8. Cutler WB, Friedmann E, Genovese-Stone E. Prevalence of kyphosis in a healthy sample of pre- and postmenopausal women. Am J Phys Med Rehabil. 1993 Aug; 72(4): 219-25. doi: 10.1097/00002060-199308000-00009.
9. Sran MM, Khan KM, Zhu Q, McKay HA, Oxland TR. Failure characteristics of the thoracic spine with a posteroanterior load: investigating the safety of spinal mobilization. Spine (Phila Pa 1976). 2004 Nov; 29(21): 2382-88. doi: 10.1097/01.brs.0000143110.59837.f2.

10. Piran Hamlabadi M, Jafarnezhadgero AA, Anoushirvani S. [The effect of two types of thoracolumbosacral braces on electromyography activity and pain index in patients with low back pain during walking]. JAP. 2021; 12(1): 1-10. [Article in Persian]

11. Jafarnezhadgero AA, Piran Hamlabadi M, Valizadeh Orang A. A Preliminary Design of New Kyphosis Backpack with the Ability to Show Pressure and Maintain the Curvature of the Spine. Journal of Advanced Sport Technology. 2020; 4(2): 76-82.

12. Jafarnezhadgero AA, Piran Hamlabadi M. [The effect of 8 sessions of Thera-band exercises on the joint position sense of the knee and ankle in diabetic patients with osteoarthritis of the knee]. JAP. 2021; 12(1): 31-43. [Article in Persian]

13. Twomey LT. A rationale for the treatment of back pain and joint pain by manual therapy. Phys Ther. 1992 Dec; 72(12): 885-92. doi: 10.1093/ptj/72.12.885.

14. Jafarnezhadgero A, Piran Hamlabadi M, Noorian E. [Effect of Two Types of Thoracolumbosacral Brace (With and Without Sensors) on Electromyography Activity of Selected Muscles in People With Thoracic Kyphosis During Typing]. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2023; 12(2): 218-29. doi: 10.32598/SJRM.12.2.2. [Article in Persian]

15. Emami S, Jafarnezhadgero AA, Piran Hamlabadi M. [The effect of knee orthosis on co-contraction values of knee and ankle muscles during running in people with knee deformity in the frontal plane]. IJRN. 2022; 8(4): 76-87. doi: 10.22034/IJRN.8.4.76. [Article in Persian]

16. 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.

17. Jafarnezhadgero AA, Piran Hamlabadi M, Anvari M, Zago M. Long-term effects of shoe mileage on knee and ankle joints muscle co-contraction during walking in females with genu varus. Gait Posture. 2021 Sep; 89: 74-79. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.07.004.

18. 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.

19. Mirzaie Z, Seidi F, Rajabi R, Khoshro F. [The effectiveness of an eight week exercise program on lumbopelvic stability of women with lumbar hyperlordosis deformity]. Journal for Research in Sport Rehabilitation. 2019; 6(12): 1-10. DOI: 10.22084/rsr.2019.5141.1065.

20. Piran Hamlabadi M, Jafarnezhadgero AA. [Effect of Simple and Sensori Thoracolumbosacral Braces on Gait Kinetics in Low Back Pain Patients]. J Gorgan Univ Med Sci. 2022; 24(1): 53-59. [Article in Persian]

21. Page Ph, Frank CC, Lardner R. Assessment and Treatment of Muscle Imbalance: The Janda Approach. 1st ed. Champaign: Human Kinetics. 2009; pp: 25-27.

22. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2000; 10(5): 361-74.

23. Pamukoff DN, Lewek MD, Blackburn JT. Greater vertical loading rate in obese compared to normal weight young adults. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2016 Mar; 33: 61-65. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2016.02.007.

24. Willwacher S, Goetze I, Fischer KM, Brüggemann GP. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. Footwear Science. 2016; 8(1): 1-11. doi: 10.1080/19424280.2015.1119890.

25. Fauth ML, Petushek EJ, Feldmann CR, Hsu BE, Garceau LR, Lutsch BN, et al. Reliability of surface electromyography during maximal voluntary isometric contractions, jump landings, and cutting. J Strength Cond Res. 2010 Apr; 24(4): 1131-37. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181cc2353.

26. Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. Gait Posture. 2009 Feb; 29(2): 172-87. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.08.015.

27. Konard P. The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Version 1.0. Noraxon Inc. USA. 2005.

28. Asim HM, Qayyum A, Hashim JA. Leg length discrepancy; the reliability of tape measure method. Professional Med J. 2013; 20(6): 995-98.

29. Tal-Akabi A, Steiger U, Villiger PM. Neuromuscular adaptation to early post-operative, high-intensity, short resistance training of non-operated lower extremity in elderly patients: a randomized controlled trial. J Rehabil Med. 2007 Nov; 39(9): 724-29. doi: 10.2340/16501977-0116.

30. Anbarian M, Sepehrian M, Nazem F, Hajiloo B. [The Effect of Pedaling and Fatigue on Changes of Knee Muscles Co-contraction During Running in Triathletes]. J Sport Biomech. 2015; 1(1): 5-13. [Article in Persian]

31. Esmaeili H, Anbarian M, Hajiloo B, Sanjari MA. The immediate effect of foot insole on electromyography activity and co-contraction of leg muscles in individuals with flat feet. Journal of Research in Rehabilitation Sciences. 2013; 9(2): 295-307.

32. Rubenstein LZ. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. Age Ageing. 2006 Sep; 35 Suppl 2: ii37-ii41. doi: 10.1093/ageing/afl084.

33. Di Nardo F, Mengarelli A, Maranesi E, Burattini L, Fioretti S. Assessment of the ankle muscle co-contraction during normal gait: a surface electromyography study. J Electromyogr Kinesiol. 2015 Apr; 25(2): 347-54. doi: 10.1016/j.jelekin.2014.10.016.

34. Hansen S, Hansen NL, Christensen LO, Petersen NT, Nielsen JB. Coupling of antagonistic ankle muscles during co-contraction in humans. Exp Brain Res. 2002 Oct; 146(3): 282-92. doi: 10.1007/s00221-002-1152-3.

35. Schipplein OD, Andriacchi TP. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. J Orthop Res. 1991 Jan; 9(1): 113-19. doi: 10.1002/jor.1100090114.

36. Zhang LQ, Xu D, Wang G, Hendrix RW. Muscle strength in knee varus and valgus. Med Sci Sports Exerc. 2001 Jul; 33(7): 1194-99. doi: 10.1097/00005768-200107000-00018.

37. Jafarnezhadgero AA, Oliveira AS, Mousavi SH, Madadi-Shad M. Combining valgus knee brace and lateral foot wedges reduces external forces and moments in osteoarthritis patients. Gait Posture. 2018 Jan; 59: 104-10. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.09.040.

38. Gross KD, Niu J, Stefanik JJ, Guermazi A, Roemer FW, Sharma L, et al. Breaking the Law of Valgus: the surprising and unexplained prevalence of medial patellofemoral cartilage damage. Ann Rheum Dis. 2012 Nov; 71(11): 1827-32. doi: 10.1136/annrheumdis-2011-200606.

39. 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.

40. Hirokawa S, Solomonow M, Luo Z, Lu Y, D'Ambrosia R.

Muscular co-contraction and control of knee stability. J Electromyogr Kinesiol. 1991 Sep; 1(3): 199-208. doi: 10.1016/1050-6411(91)90035-4.

41. Kyröläinen H, Belli A, Komi PV. Biomechanical factors affecting running economy. Med Sci Sports Exerc. 2001 Aug; 33(8): 1330-37. doi: 10.1097/00005768-200108000-00014.

42. Savage DD, Garrison RJ, Devereux RB, Castelli WP, Anderson SJ, Levy D, et al. Mitral valve prolapse in the general population. 1. Epidemiologic features: the Framingham Study. Am Heart J. 1983 Sep; 106(3): 571-76. doi: 10.1016/0002-8703(83)90704-4.

43. da Silva CR, de Oliveira Silva D, Aragão FA, Ferrari D, Alves N, de Azevedo FM. Influence of neuromuscular fatigue on co-contraction between vastus medialis and vastus lateralis during isometric contractions. Kinesiology. 2014; 46(2): 179-85.

44. Yassierli Y, Nussbaum MA. Utility of traditional and alternative EMG-based measures of fatigue during low-moderate level isometric efforts. J Electromyogr Kinesiol. 2008 Feb; 18(1): 44-53. doi: 10.1016/j.jelekin.2006.08.003.

45. Watanabe K, Akima H. Neuromuscular activation of vastus intermedius muscle during fatiguing exercise. J Electromyogr Kinesiol. 2010 Aug; 20(4): 661-66. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.01.003.

46. Anbarian M, Hajiloo B, Sepehrian M, Sadeghi S, Esmaieli H. [The Effect of Quadriceps Fatigue on Co-Activation of Knee Muscles during Walking]. Jundishapur Scientific Medical Journal. 2015; 14(3): 309-21. [Article in Persian]