

Original Article

The effect of long-term use of lumbar brace on the electromyography frequency spectrum of trunk and lower limbs in low back pain older adults with pronated feet during walking

Amir Ali Jafarnezhadgero^{1*}, Farshad Ghorbanlou², Ghader Ghane²

¹Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

²MSc in Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

*Corresponding author; E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

Received: 29 October 2018 Accepted: 20 February 2019 First Published online: 28 Oct 2020

Med J Tabriz Uni Med Sciences Health Services. 2020;42(4):394-401

Abstract

Background: Low back pain occurs between the lumbar vertebrae and the sacral bone and is affected by factors that often occur when trying to perform a particular operation or during a collision. The purpose of this study was to investigate the effects of long-term wearing of lumbar brace on the electromyography frequency spectrum of trunk and lower limbs in low back pain older adults with pronated feet during walking.

Methods: This research was of a semi-experimental type. Fifteen patients with low back pain and pronated feet were selected as an experimental group (age: 68.3 ± 2.7 years) and Fifteen patients with low back pain and pronated feet were selected as a control group (age: 69.0 ± 3.9 years). The lumbar brace used in this research was Sacro Lumbar Support, BB-OPPO 2065 model, Taiwans. The electrical activity of the lower limb and trunk muscles were recorded by the electromyography system during walking in both pre and post-test. All statistical analysis was done on SPSS software by two way ANOVA analyses test at significant level of 0.05.

Results: The findings in the experimental group demonstrated that the frequency content of the gastrocnemius medialis muscle during post-test was significantly lower than that during the pre-test ($P=0.002$). Also, two external oblique ($P=0.007$) and rectus abdominus ($P<0.001$) muscles showed a significant increase in their frequency content during post-test than that in the test pre-test.

Conclusion: Results demonstrated that using of lumbar brace can increase abdominal muscle activity in patients with low back pain and pronated feet.

Keywords: Lumbar brace, Low back pain, Pronated feet, Electromyography

How to cite this article: Jafarnezhadgero A A, Ghorbanlou F, Ghane Gh. [The effect of long-term use of lumbar brace on the electromyography frequency spectrum of trunk and lower limbs in low back pain older adults with pronated feet during walking]. Med J Tabriz Uni Med Sciences Health Services. 2020;42(4):394-401. Persian.

مقاله پژوهشی

اثر استفاده طولانی مدت از بریس کمربند بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات تنه و اندام تحتانی در سالمندان دارای کمربند درد با پای پرونیت طی راه رفتن

امیرعلی جعفرنژاد گرو^{۱*}، فرشاد قربانلو^۲، قادر قانع^۲

گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
نویسنده مسئول؛ ایمیل: amiralijafarnezhad@gmail.com

دریافت: ۱۳۹۷/۸/۷ پذیرش: ۱۳۹۷/۱۲/۱ انتشار برخط: ۱۳۹۹/۸/۷
مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی تبریز. ۴۰۱-۳۹۴:(۴)۴۲:۱۳۹۹

چکیده

زمینه: کمربند یک بیماری پیچیده است که بین مهره‌های کمری و مهره‌های خاجی اتفاق می‌افتد و تحت تاثیر عواملی است که اغلب در هنگام تلاش برای انجام یک عمل خاص یا یک برخورد ایجاد می‌شود. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثرات استفاده طولانی مدت از بریس کمربند بر روی طیف فرکانس فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در سالمندان دچار کمربند درد با پای پرونیت بود.

روش کار: این پژوهش از نوع نیمه تجربی بود. پانزده بیمار دچار کمربند درد با پای پرونیت به عنوان گروه تجربی (سن: 68.3 ± 2.7 سال) و ۱۵ بیمار دارای کمربند با پای پرونیت به عنوان گروه کنترل (سن: 69.0 ± 3.9 سال) داوطلب شرکت در پژوهش شدند. بریس کمربند مورد استفاده در این پژوهش از نوع Sacro Lumbar Support، مدل BB-OPPO 2065 و ساخت کشور تایوان بود. فعالیت الکتریکی عضلات تنه و اندام تحتانی با دستگاه الکترومایوگرافی طی فعالیت راه رفتن طی پیش و پس از آزمون ثبت شد. تمامی تحلیل‌های آماری در نرم‌افزار SPSS و با آزمون تحلیل واریانس دوسویه در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ انجام شد.

یافته‌ها: نتایج در گروه تجربی نشان داد میزان فرکانس الکتریکی عضله دوقلوی داخلی کاهش معنی‌داری را طی پس از آزمون در مقایسه با پیش از آزمون داشت ($P=0.002$). همچنین در گروه تجربی دو عضله مورب خارجی ($P=0.007$) و راست شکمی ($P<0.001$) افزایش معنی‌داری را طی پس از آزمون نسبت به پیش از آزمون نشان دادند.

نتیجه‌گیری: یافته‌ها نشان داد که بریس کمربند مورد استفاده قابلیت افزایش فعالیت عضلات شکم را در افراد دچار کمربند درد با پای پرونیت دارد.

کلید واژه‌ها: بریس کمربند، بیماران کمربند درد، پای پرونیت، الکترومایوگرافی

نحوه استناد به این مقاله: جعفرنژاد گرو ا، قربانلو ف، قانع ق. اثر استفاده طولانی مدت از بریس کمربند بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات تنه و اندام تحتانی در سالمندان دارای کمربند درد با پای پرونیت طی راه رفتن. مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی تبریز. ۴۰۱-۳۹۴:(۴)۴۲:۱۳۹۹

حق تألیف برای مؤلفان محفوظ است.

این مقاله با دسترسی آزاد توسط دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی تبریز تحت مجوز کرییتیو کامنز (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0>) منتشر شده که طبق مفاد آن هرگونه استفاده تنها در صورتی مجاز است که به اثر اصلی به نحو مقتضی استناد و ارجاع داده شده باشد.

مقدمه

ساختار منحصر به فرد استخوان‌های کف پا، حمایت رباط‌ها و عضلات کف پا و قسمت بیرونی پا در نگهداری قوس طولی داخلی و جلوگیری از بروز پرونیشن پا در حین راه رفتن می‌شود (۱). اغلب اختلالات عملکردی در ناحیه پا به واسطه تغییرات در قوس‌های پا ایجاد می‌شود (۱). قوس طولی داخلی کف پا ساختار مهمی است (۲)، بنابراین هرگونه تغییر در ساختار این قوس افراد را مستعد آسیب‌های ناشی از این اختلال می‌کند (۳). پای پرونیته، به دلیل اختلال در قوس طولی داخلی پا و تغییرات در ساختار آن اتفاق می‌افتد (۱). اختلال عملکردی در هر یک از عضلات عمقی پا مرتبط با قوس طولی داخلی (مانند دورکننده انگشت شست، تاکننده عمقی شست، تاکننده عمقی انگشتان پا و...) ممکن است فرد را مبتلا به پرونیشن بیش از حد کند (۴). برخی محققان معتقدند که در افراد مبتلا به پای پرونیته، فعالیت عضلات درشت نئی قدامی و خلفی در طول راه رفتن افزایش می‌یابد، در حالیکه فعالیت عضله پروئوس لانگوس در مقایسه با افراد معمولی کاهش می‌یابد (۵). اختلالات بیومکانیکی، از جمله سفتی مفاصل و عضلات ستون فقرات در بخش کمری، بارگذاری نامتقارن ستون فقرات ناشی از عملکرد غیرطبیعی عضلات، همچنین ساختار غیرطبیعی اندام تحتانی مانند کف پای صاف، مچ پا در ثبات و پرونیشن بیش از حد پا، با عوامل بسیار مرتبط با مکانیک بیماری کمر درد می‌باشند (۶). کمر درد یک بیماری پیچیده است که تحت تأثیر تعدادی از عوامل است و اغلب در هنگام تلاش برای انجام دادن یک عمل خاص یا یک برخورد ایجاد می‌شود (۷). این بیماری یک مشکل بسیار رایج است بطوری که حداقل ۸۰ درصد از افراد را در برخی موارد در طول عمر خود تحت تأثیر قرار می‌دهد و پنجمین دلیل رایج در تمام مراجعه‌کنندگان به پزشک در ایالات متحده است (۸). عوامل مختلفی که موجب کمر درد می‌شوند عبارتند از: عوامل مادرزادی، برخورد، التهاب، عوامل مکانیکی و همچنین وزن زیاد (۹). همچنین عوامل مؤثری نیز در توسعه و افزایش کمر درد وجود دارد که عبارتند از: سن، وضعیت تحصیلی، عوامل روان شناختی، رضایت شغلی و چاقی (۱۰). در دهه‌های اخیر جمعیت سالمندان کل جهان رو به رشد بوده است. با افزایش سن و ورود فرد به دوران سالمندی، الگوی راه رفتن دچار تغییر شده است و توانایی فرد برای راه رفتن کم‌کم شروع به کاهش می‌کند (۱۱). در فرایند پیری، ضعف عضلات اندام تحتانی منجر به کاهش توانایی راه رفتن و همچنین کاهش توانایی عضلات مرکزی می‌شود (۱۲). افزایش سن کاهش دامنه حرکتی مفاصل، آتروفی عضلانی و کاهش در جرم عضلات اسکلتی را به دنبال دارد. همچنین وجود دردهای مفصلی مانند کمر درد در سالمندان موجب انقباض کمتر اندام تحتانی می‌شود که به طبع

تحلیل و آتروفی عضلات را موجب می‌شود. با بالا رفتن سن، قدرت عضلات اندام تحتانی نسبت به اندام فوقانی (به دلیل استفاده کمتر از اندام‌های اندام تحتانی در فعالیت‌های روزانه) بیشتر تحت تأثیر قرار می‌گیرد (۱۳). پژوهشگران ارتباط بین انتقال نیرو بر اثر ضربه به ستون فقرات طی دویدن و ارتفاع قوس طولی-داخلی، چرخش لگن و پرونیشن (Pronation) مفصل سابتالار (Subtalar) (۱۴) را بیان نموده‌اند. تغییر ساختار پا می‌تواند بر روی اندام تحتانی و هم‌ترازی لگن (۱۴)، فعالیت عضلات راست‌کننده ستون فقرات و سرینی تأثیر داشته باشد. علاوه بر این، کمر درد یکی از دلایل پیشگیری از محدودیت فعالیت و عدم حضور بر سر شغل در بسیاری از نقاط جهان است و در نتیجه، بار اقتصادی گسترده‌ای بر افراد، خانواده‌ها، جوامع، صنعت و دولت‌ها می‌گذارد (۱۵). با رسیدن به ۵۰ سالگی توده‌ی عضلانی به ازای هر سال ۱/۵ درصد و بعد از ۶۰ سالگی به ازای هر سال ۳ درصد کاهش می‌یابد. ضعف عضلانی در اندام تحتانی منجر به بی‌ثباتی در راه رفتن و همچنین در طولانی مدت می‌تواند باعث کمر درد شود که این بی‌ثباتی سبب زمین خوردن و عدم توانایی حفظ تعادل می‌شود. با افزایش سن و طی شدن روند پیری شدت آسیب‌های ناشی از عدم تعادل و سقوط افزایش می‌یابد. اطلاعات اخیر از کمیته امور خارجه کانکتیکات در زمینه تروما در مورد آسیب‌های سالمندان این یافته را تایید می‌کند که ۶۴ درصد آسیب‌های وارده در افراد بالای ۷۰ سال به علت سقوط رخ می‌دهد. سقوط، ۵۰ درصد از سهم علل مرگ و میر در سالمندان را به خود اختصاص می‌دهد (۱۶). متخصصین علوم بالینی شیوه‌های درمانی غیر تهاجمی متعددی از جمله تمرینات درمانی، نواربندی و بریسینگ را جهت درمان و یا پیشگیری از عوارض آسیب‌های ناشی از پای پرونیته و بیماری کمر درد را برای این افراد مبتلا توصیه می‌کنند (۱۷). بریس کمری یکی از ابزار آزمایشگاهی و درمانی است که برای درمان بیماری‌های کمر درد مورد آزمایش قرار گرفته است (۱۸). این نوع بریس‌های کمری در حفظ موقعیت ایستا با افزایش ثبات در مرکز فشار (COP) حرکت لازم برای طرح‌ریزی مرکز‌گرانش (COG) در طی فاز ایستار فراهم می‌کند (۱۹). انواع مختلف بریس‌های کمری با طرح‌های مختلف در دسترس هستند، که هر مدل نشان دهنده تأثیر بیشتر یا کمتر قابل توجهی بر تعادل وضعیتی می‌باشد. بیماران مبتلا به کمر درد اختلال و ضعف را در عضلات تنه در محور قدامی خلفی را نشان می‌دهند که بر تعادل موضعی ایستا تأثیر می‌گذارد (۲۰). بنابراین اگر بیشتر بریس‌های کمری اثر کیفی یا حتی داشته باشند، بعضی از بریس‌ها نیز تنش‌های مکانیکی (لایه منعطف خلفی) را برای بازسازی یک لوردوز کمری فیزیولوژیک مناسب به همراه دارند (۲۱). از این رو بریس‌های کمری می‌توانند با ایجاد یک لوردوز کمری فیزیولوژیک، بر روی

اندازه‌گیری شد (۱). معیارهای ورود به گروه تجربی یک شاخص درد کمر کمتر از ۳۰ بود که بر اساس مقیاس درد به صورت دیداری و شنیداری و شاخص معلولیت بیشتر از ۱۰ بر اساس پرسشنامه ناتوانی Roland-Morris بود (۲۳). اختلاف بین گروه‌ها در مورد سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی معنی‌دار نبود ($P > 0.05$). جراحی اسکلتی عضلانی در تنه و یا اندام تحتانی، اختلالات عصبی-عضلانی بیماری‌های مربوط به ارتوپدی (به جز پای پرونیت و کمر درد برای گروه‌های تجربی)، اختلاف طول اندام بیش از ۵ میلی‌متر و فعالیت فیزیکی سنگین با تمریناتی که منجر به خستگی در دو روز قبل از آزمایش از ملاک‌های خروج از پژوهش بودند. بریس کمربندی مورد استفاده در این پژوهش از نوع Sacro Lumbar Support، مدل BB-OPPO 2065 و ساخت کشور تایوان بود. این بریس دارای استرپ‌های در قسمت خلفی می‌باشد که جهت تنظیم میزان حمایت بریس از لگن و ستون فقرات بوده و در قسمت جلوی تنه بسته می‌شوند. از سوی دیگر این بریس در هر ناحیه خلفی جانبی دارای ۲ آتل حمایت‌کننده قابل انعطاف جهت اعمال حمایت بیشتر می‌باشد. یک سیستم EMG پورتابل (Biosystem، ساخت کشور انگلیس) با ۹ جفت الکترودهای سطحی Ag/AgCl دو قطبی (فاصله ۱۵ میلی‌متر از مرکز تا مرکز؛ امپدانس ورودی $100 \text{ M}\Omega$ ؛ نسبت رد شایع حالت < 110 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 جهت فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی انتخاب شد (۲۰). ثبت فعالیت عضلات درشت نشی قدامی (TA)، دوقلوی داخلی (Gas-M)، راست رانی (RF)، سر دراز دوسر رانی (BF)، پهن خارجی (VL)، سربینی میانی (Glut-M)، راست‌کننده ستون فقرات در سطح مهره سوم کمربندی (ESL3)، راست شکمی (RA)، مورب خارجی (EO) و عضلات مورب داخلی (IO) سمت راست در فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز صورت گرفت. اعمالی مانند تراشیدن محل الکترودگذاری و تمیز کردن با الکل (۷۰ درصد اتانول - $\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}$) طبق توصیه‌نامه SENIAM انجام شد (۲۴). موقعیت الکترود برای عضلات TA، Gas-M، BF، VL و Glut-M بر اساس توصیه SENIAM تعیین شد (۲۴). برای الکترودگذاری عضله ESL3 به صورت عمودی بر روی پوست، ۳ سانتیمتر خارج اسپینوس قرار گرفت (۲۵). برای عضله RA، الکترودهای ۳ سانتیمتر از وسط خط شکم و ۲ سانتیمتر بالای ناف قرار گرفت. برای عضله EO، الکترود ۱۰ سانتیمتر خارج از مرکز خط شکم و ۴ سانتیمتر بالای تاج خار در یک خط به سمت داخل با زاویه ۴۵ درجه قرار گرفت. الکترود برای عضله IO، ۲ سانتیمتر در بخش داخل و انتهای عضله دندان‌های قدامی قرار گرفته و به سمت داخل با زاویه ۴۵ درجه قرار گرفته است. طی پیش و پس‌آزمون

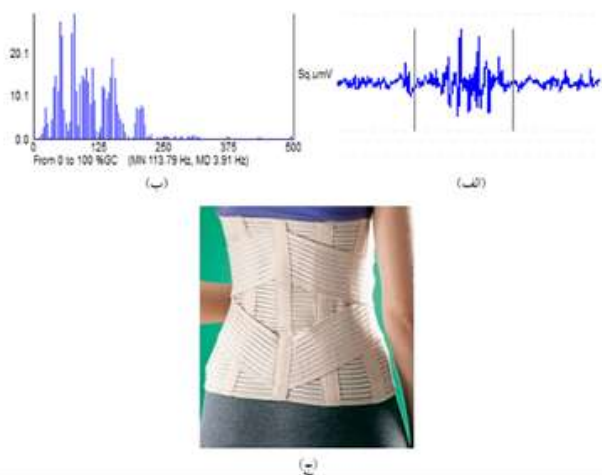
فعالیت الکتریکی عضلات تنه اثر گذار باشند. اغلب عوارض ناشی از زمین خوردن در سالمندان جبران‌ناپذیر هستند و هزینه‌های درمانی زیادی در بر دارند. بررسی فعالیت الکتریکی عضلات (EMG) یکی از روش‌های غیر تهاجمی برای ارزیابی فعالیت و یا مدت زمان فعالیت‌های عضلات است که به طور گسترده در شاخه‌های متفاوت بیومکانیک اسکلتی - عضلانی از جمله در مطالعات توان‌بخشی، علم ارگونومی و علوم حرکتی استفاده می‌شود. از مزایای مهم الکترومایوگرافی می‌توان به غیر تهاجمی بودن و اقتصادی بودن آن اشاره کرد. از آنجایی که استفاده از بریس کمربندی در افراد دارای کمر درد می‌تواند بر روی فعالیت الکتریکی عضلات درگیر اثر گذار باشد، بنابراین ثبت فعالیت الکتریکی عضلات در این افراد به وسیله EMG می‌تواند در تحلیل اثرگذاری این نوع بریس‌های کمربندی به ما کمک کند. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثرات استفاده طولانی مدت از بریس کمربندی بر روی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در بیماران دارای کمر درد با پای پرونیت می‌باشد.

روش کار

پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی با کد کارآزمایی (IRCT201611030657N1) بود. برای نشان دادن حداقل تعداد آزمودنی مورد نیاز از نرم‌افزار (G Power 3.1) استفاده شد. این نرم‌افزار نشان داد که جهت دستیابی به توان آماری ۰/۸ در اندازه اثر برابر ۰/۸ و همچنین با سطح آلفا ۰/۰۵ در آزمون آنالیز واریانس دوسویه نیاز به حداقل ۳۰ نفر آزمودنی می‌باشد. ۱۵ فرد مبتلا به کمر درد با پای پرونیت به عنوان گروه کنترل (سن: 37.9 ± 6.9 سال؛ قد: 174.5 ± 5.5 سانتیمتر؛ وزن: 78.7 ± 9.9 کیلوگرم؛ شاخص توده بدنی: 25.9 ± 3.2 کیلوگرم بر مترمربع) و گروه تجربی شامل ۱۵ فرد مبتلا به کمر درد با پای پرونیت بود (سن: 37.2 ± 6.8 سال؛ قد: 172.8 ± 4.4 سانتیمتر؛ وزن: 79.9 ± 3.7 کیلوگرم؛ شاخص توده بدنی: 26.8 ± 1.5 کیلوگرم بر مترمربع). قرار دادن نمونه‌ها در دو گروه تجربی و کنترل به صورت تصادفی بود، که از طریق خارج نمودن اسامی آزمودنی‌ها از درون کیسه و بدون هیچگونه سوگیری انجام شد. بیماران کمر درد از یک کلینیک محلی انتخاب شدند. پا و دست برتر همه آزمودنی‌ها سمت راست بود. پژوهشگران، تحلیل‌کننده داده‌ها و آزمودنی‌ها در این پژوهش blind بودند. یک جراح ارتوپد در کلینیک محلی همه آزمودنی‌ها را قبل از انتخاب بررسی کرد. در صورت عدم وجود بیماری اسکلتی عضلانی و عصبی در گروه کنترل قرار گرفتند. برای گروه‌های تجربی، افراد نیاز بهداشت افت ناویکولار بیش از ۱۰ میلی‌متر و شاخص موقعیت پاها را بیش از ۱۰ میلی‌متر داشتند (۲۲). اندازه‌گیری افت ناویکولار در دو حالت با تحمل وزن و بدون تحمل وزن صورت گرفت که هر دو حالت در وضعیت ایستاده

مدت بریس کمری، تفاوت معنی داری را نشان داد ($P > 0/05$) (جدول ۱).

نتایج تحقیق نشان داد طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات در گروه تجربی در عضله دوقلوی داخلی طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون کاهش معنی داری را به اندازه ۱۲/۷۷ درصد نشان داد ($P = 0/002$ ؛ اندازه اثر متوسط). همچنین نتایج نشان دادند میزان فرکانس عضله مورب خارجی طی فاز اتکای راه رفتن بین پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون افزایش معنی داری را به اندازه ۲۴/۰۰ درصد نشان داد ($P = 0/007$ ؛ اندازه اثر بالا). میزان فرکانس عضله راست شکمی نیز با افزایش درصد معنی داری به اندازه ۲۳/۴۱ درصد طی شرایط استفاده از بریس کمری در مقایسه با شرایط بدون بریس نشان داد ($P < 0/001$ ؛ اندازه اثر بالا) (جدول ۲). نتایج نشان دادند میزان فعالیت عضله راست کننده کمری تمایل به افزایش معنی داری را به اندازه ۷/۷۵ درصد طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون داشته است ($P = 0/062$ ؛ اندازه اثر کم). میزان فرکانس سایر عضلات در گروه تجربی طی فاز اتکای راه رفتن بین پیش آزمون و پس آزمون هیچگونه تغییر معنی داری را نشان نداد ($P > 0/05$). مشاهدات ما نشان داد که فرکانس فعالیت عضله درشت نئی قدامی گروه تجربی پس از یک دوره استفاده طولانی مدت از بریس کمری در مقایسه با گروه کنترل ۳۶ درصد ($P = 0/012$ ؛ اندازه اثر بالا) و فعالیت عضله راست رانی ۱۶ درصد ($P = 0/003$ ؛ اندازه اثر بالا) افزایش داشته است. همچنین یافته‌ها بین فرکانس فعالیت عضلات دوقلوی داخلی، پهن خارجی، سربینی میانی، مورب داخلی و خارجی و راست شکمی و راست کننده ستون فقرات کمری تفاوت معنی داری را بعد از یک دوره استفاده طولانی مدت از بریس کمری بین گروه کنترل و کمردرد با پای پرونیته نشان نداد ($P > 0/05$) (تصویر ۱).



تصویر ۱: نمونه‌ای از سیگنال‌های خام (الف) و محاسبه طیف فرکانس سیگنال‌ها (ب) طی فاز اتکای راه رفتن، و (ج) بریس کمری مورد استفاده در پژوهش

همه شرکت کنندگان مدل کفش مشابه با اندازه پا مناسب داشتند. در ابتدا، آزمودنی‌ها پنج دقیقه تمرین گرم کردن از جمله راه رفتن را انجام می‌دادند. سه کوشش موفقیت آمیز مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. کوششی موفقیت آمیز بود که سیگنال‌های EMG از همه عضلات صحیح ثبت شده و دارای نویز نبودند. فاز اتکای راه رفتن توسط دستگاه صفحه نیرو برتک (ساخت کشور آمریکا) تعیین شد. لحظه تماس پاشنه مقدار نیروی عمودی عکس العمل زمین بیشتر از ۱۰ نیوتن و هنگام جدا شدن پنجه از سطح این مقدار به کمتر از ۱۰ نیوتن کاهش پیدا می‌کرد. از سه کوشش تحلیل شده میانگین گرفته شد. مدت زمان استفاده از بریس کمری در گروه تجربی ۴ ماه بود. از آزمودنی‌ها خواسته شده بود تا حداقل روزی ۶ ساعت از بریس طی انجام فعالیت‌های روزمره خود استفاده نمایند. طی این مدت زمان گروه کنترل هیچگونه تداخلی را دریافت ننمود.

نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون شاپیرو ویلک ($P < 0/05$) بررسی شد. از آزمون آنالیز واریانس دوسویه (گروه=۲) (کنترل و تجربی) *زمان=۲ (پیش آزمون و پس آزمون) جهت تحلیل آماری استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۵ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد (۲۶):

$$d = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف معیار دو شرایط}}$$

یافته‌ها

یافته‌ها نشان دادند طیف فرکانس عضله درشت نئی قدامی (TA) طی فاز اتکای راه رفتن بین دو گروه کنترل و تجربی در پیش آزمون تفاوت معنی داری داشت ($P = 0/028$ ؛ اندازه اثر بالا). همچنین طیف فرکانس عضله دوسر رانی (BF) بین دو گروه کنترل و تجربی تفاوت معنی داری را طی پیش آزمون فاز اتکای راه رفتن نشان داد ($P = 0/000$ ؛ اندازه اثر بالا). یافته‌های تحقیق نشان داد فعالیت الکتریکی عضله سربینی میانی طی فاز اتکای راه رفتن بین دو گروه کنترل و تجربی طی پیش آزمون تفاوت معنی داری داشت ($P = 0/005$ ؛ اندازه اثر بالا). طیف فرکانس سایر عضلات بین دو گروه تجربی و کنترل هیچگونه تفاوت معنی داری را نشان نداد ($P > 0/05$). یافته‌ها بین فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ساقی قدامی، دوقلوی داخلی، راست رانی، پهن خارجی، مورب داخلی و راست کننده کمری قبل و بعد از یک دوره استفاده طولانی مدت از بریس کمری تفاوت معنی داری را نشان نداد ($P > 0/05$). همچنین نتایج بین فعالیت عضله مورب خارجی با سطح معنی داری ۰/۰۰۰ و اندازه اثر ۱/۵۷ و عضله راست شکمی با سطح معنی داری ۰/۰۰۰ و اندازه اثر ۱/۵۲ قبل و بعد از استفاده طولانی

جدول ۱: میانگین و انحراف معیار فرکانس عضلانی طیف از اتکای راه رفتن بین گروه کنترل و تجربی طی پیش‌آزمون

متغیرها	کنترل	تجربی	سطح معنی‌داری	اندازه اثر
درشت‌نی قدامی	۷۸/۰۶±۳۴/۸۷	۱۰۲/۱۵±۱۹/۰۹	۰/۰۲۸	۰/۸۹
دوقلوی داخلی	۹۱/۰۹±۲۲/۱۵	۹۰/۷۱±۲۴/۹۲	۰/۹۶۶	۰/۰۱
دوسر رانی	۵۷/۶۴±۱۸/۶۶	۳۵/۱۳±۹/۶۰	۰/۰۰۰	۱/۵۹
پهن خارجی	۵۷/۸۴±۲۹/۰۳	۶۵/۳۸±۲۸/۰۸	۰/۴۷۶	۰/۲۶
سرینی میانی	۷۴/۴۷±۱۷/۹۶	۹۵/۲۰±۱۸/۸۷	۰/۰۰۵	۱/۱۲
مورب داخلی	۶۵/۰۴±۲۷/۰۳	۶۴/۵۰±۱۵/۲۱	۰/۹۴۸	۰/۰۲
مورب خارجی	۴۱/۴۲±۲۴/۲۵	۵۵/۰۵±۹/۹۳	۰/۰۶۱	۰/۸۹
راست رانی	۶۸/۷۱±۱۸/۷۵	۷۰/۶۳±۱۶/۲۷	۰/۸۶۶	۰/۱۰
راست کننده ستون فقرات	۹۰/۱۸±۳۰/۶۹	۱۱۰/۱۰±۲۷/۱۴	۰/۰۷۰	۰/۶۸

* سطح معنی‌داری $P < 0.05$

جدول ۲: میانگین و انحراف معیار فرکانس عضلانی طیف از اتکای راه رفتن بین گروه کنترل و تجربی در دو شرایط پیش و پس از آزمون

عضلات	پیش‌آزمون		پس‌آزمون		درصد Δ	کنترل		تجربی		سطح معنی‌داری (اندازه اثر)		
	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار		میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	اثر متقابل اثر زمان و گروه	اثر عامل زمان	اثر عامل گروه
درشت‌نی قدامی	۸۷/۰۶	۳۴/۸۷	۷۷/۲۷	۳۳/۵۱	۰/۱۲	۱۰۲/۱۵	۱۹/۰۲	۱۰۵/۳۱	۲۲/۴۸	۰/۰۳	۰/۵۶۱	۰/۰۲۰
دوقلوی داخلی	۹۱/۰۹	۲۲/۱۵	۹۰/۶۰	۲۱/۰۸	۰/۰۰	۹۰/۷۱	۲۴/۹۲	۷۹/۱۲	۲۳/۰۷	۰/۱۴	۰/۵۲۷	۰/۰۱۳
دوسر رانی	۵۷/۶۴	۱۸/۶۶	۵۷/۸۷	۲۰/۹۶	۰/۰۰	۳۵/۱۳	۹/۶۰	۳۷/۶۴	۱۱/۳۹	۰/۰۷	۰/۴۵۰	۰/۰۰۱
پهن خارجی	۵۷/۸۴	۲۹/۰۳	۵۳/۸۷	۲۵/۹۱	۰/۰۷	۶۵/۳۸	۲۸/۰۸	۶۲/۶۷	۲۹/۵۶	۰/۰۴	۰/۴۱۶	۰/۰۲۵
سرینی میانی	۷۴/۴۷	۱۷/۹۶	۸۱/۲۴	۷/۴۴	۰/۰۹	۹۵/۲۰	۱۸/۸۷	۹۰/۲۲	۲۱/۸۳	۰/۰۵	۰/۸۷۸	۰/۰۲۵
مورب داخلی	۶۵/۰۴	۲۷/۰۳	۶۸/۵۹	۲۱/۸۴	۰/۰۵	۶۴/۵۰	۱۵/۲۱	۵۷/۰۵	۱۸/۱۹	۰/۱۱	۰/۶۱۶	۰/۴۱۱
مورب خارجی	۴۱/۶۰	۲۴/۱۸	۷۷/۶۲	۲۱/۸۷	۰/۸۶	۵۵/۰۸	۹/۹۳	۷۲/۴۴	۱۳/۳۳	۰/۳۱	۰/۴۵۴	۰/۰۲۴
راست رانی	۶۸/۷۱	۱۸/۷۵	۸۹/۱۳	۸/۰۰	۰/۲۹	۷۰/۶۳	۱۶/۲۷	۹۲/۳۳	۸/۹۰	۰/۳۰	۰/۶۴۲	۰/۸۵۰
راست کننده ستون فقرات	۹۰/۱۸	۳۰/۶۹	۱۰۷/۶۶	۲۴/۰۶	۰/۱۹	۱۱۰/۱۰	۲۷/۱۴	۱۱۹/۳۶	۲۰/۲۰	۰/۰۸	۰/۰۶۲	۰/۴۳

سطح معنی‌داری $P < 0.05$

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی و مقایسه اثر استفاده از بریس کمری در سالمندان دارای کمردرد با پای پرونیت روی میزان طیف فرکانس متخبی از عضلات تنه و اندام تحتانی طی فاز اتکای راه رفتن بود. نتایج بدست‌آمده این پژوهش روی میزان فرکانس عضلات در گروه بیماران کمردرد با پای پرونیت (تجربی) طی فاز اتکای راه رفتن بین دو شرایط استفاده از بریس کمری در مقایسه با عدم استفاده از بریس کمری نشان داد که عضله دوقلوی داخلی کاهش معنی‌داری را داشته است. عضلات مورب خارجی و راست شکمی، هر دو افزایش معنی‌داری را نشان دادند. همچنین عضله راست‌کننده کمر نیز تمایل به افزایش معنی‌داری را نشان داد. در گروه کنترل نیز میزان فرکانس عضلات طی دو شرایط دو عضله مورب خارجی و راست شکمی افزایش معنی‌داری را نشان دادند. در مقایسه میزان فرکانس عضلات بین دو گروه کنترل و تجربی، نتایج نشان داد که دو عضله درشت‌نی قدامی و راست رانی در گروه تجربی فعالیت بالاتری نسبت به گروه کنترل داشته‌اند. سالمندی مقطعی از زندگی است که آغازگر تغییرات روحی و جسمی بسیاری در فرد می‌باشد. عملکرد عضلات اسکلتی تحت تاثیر افزایش سن است. همچنین در دوران سالمندی

به دلیل کاهش اطلاعات حسی - حرکتی مانند جذب شوک که در کف پا به وسیله قوس‌های کف پای انجام می‌شوند، کنترل راه رفتن سخت‌تر شده و برای جلوگیری از بی‌ثباتی حین راه رفتن، نیاز به توجه افزایش می‌یابد (۲۷). در پژوهشی Kimura و همکاران به بررسی اثرات پیری بر الگوهای راه رفتن سالمندان سالم پرداختند، نتایج این پژوهش نشان داد سالمندان دارای گام طول کوتاه هستند. طول مدت فاز اتکا برابر با طول مدت زمان فاز حمایت دوگانه است. مدت زمان فاز اتکا در سالمندان طولانی‌تر از افراد جوان است اما اختلاف معناداری نبود. در مطالعه حاضر رابطه معناداری بین قدرت و سرعت در سالمندان نبود اما هر دو پارامتر نسبت به افراد جوان پایین‌تر بود (۱۱). برخی از پژوهشگران بر این معتقدند که فعالیت عضلانی بالاتر در بیماران دارای کمردرد پاسخی عصبی-عضلانی است که باعث کاهش درد می‌شود (۲۸). همچنین نشان داده شده است که افراد گروه تجربی نسبت به گروه کنترل طی فاز اتکای راه رفتن دارای فعالیت عضله درشت‌نی قدامی بیشتری هستند. نتایج پژوهش حاضر نیز نشان داد که میانه فعالیت الکتریکی عضله درشت‌نی قدامی در گروه بیماران کمر درد دارای پای پرونیت بیشتر بالاتر از گروه کنترل بوده

غیرتهاجمی جهت درمان در بیماران سالمند دارای کمردرد و پرونیشن پا اشاره نمود.

نتیجه‌گیری

طی فاز اتکای راه رفتن در گروه بیماران دچار کمردرد با پای پرونیته میانه فعالیت عضله دوقلوی داخلی کاهش و عضلات مورب خارجی و راست شکمی افزایش را نشان دادند. با توجه به نتایج بدست آمده می‌توان بریس کمربند را برای افراد دچار کمردرد با پای پرونیته طراحی کرد که بیشترین تاثیر را روی عضلات مرکزی و همچنین عضلات حفظ کننده قوس طولی داخلی پا داشته باشد.

قدردانی

از تمامی بیماران و افرادی که ما را در انجام این پژوهش یاری نمودند کمال تشکر و قدردانی را داریم.

ملاحظات اخلاقی

پروتکل این مطالعه در کمیته پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اردبیل، استان اردبیل به شماره مرجع IR-ARUMS-REC-1397-031 به تایید رسیده است.

منابع مالی

حمایت مالی از این طرح تحقیقاتی تحت شماره گرنت ۵۷۴۱ از طرف دانشگاه محقق اردبیلی صورت پذیرفته است.

منافع متقابل

مؤلفین اظهار می‌دارند که منافع متقابلی از تالیف و انتشار این مقاله ندارند.

مشارکت مولفان

الف ج و همکاران در طراحی، اجرا، تحلیل نتایج و نگارش مطالعه ایفای نقش یکسانی داشته نموده‌اند و نسخه نهایی آن را خوانده و تایید نموده‌اند.

است. استفاده از بریس کمربند در بیماران کمردرد دارای پای پرونیته هیچگونه تأثیری روی میزان فرکانس عضله درشت نئی قدامی نداشت. طی پژوهشی که Farahpour و همکاران روی بیماران دچار کمردرد و پای پرونیته داشتند نشان دادند که عضله دوقلو در افراد دچار کمردرد با پای پرونیته نسبت به افراد سالم فعالیت بالاتری را دارا می‌باشد. تاندون بلند عضله درشت نئی خلفی همراه با قوس داخلی مسطح شده در کف پا به علت رابطه طول-تنش باعث کاهش کارایی پلاتنار فلکسورها (عضله دوقلوی و عضله نعلی) می‌گردد. همچنین، در این بیماران به علت داشتن پرونیشن پای بیش از حد، افزایش چرخش داخلی ساق و ران مشاهده می‌شود که به طور مستقیم بر پلاتنار فلکسورها تأثیر می‌گذارد و منجر به کاهش نیروهای عضلانی می‌شود. برای جبران این ناکارآمدی و کنترل بدن و جلوگیری از سقوط طی فازهای میانه استقرار و هل دادن، عضله دوقلو بیش از حد فعالیت می‌کند (۲۹). نتایج پژوهش حاضر نشان داد که در گروه بیماران کمردرد دارای پای پرونیته استفاده از بریس کمربند باعث کاهش میزان فرکانس فعالیت عضله دوقلوی داخلی شده است که این امر نشان دهنده تأثیر مثبت بریس کمربند روی فعالیت الکتریکی این عضله طی فاز اتکای راه رفتن، مخصوصاً طی فازهای میانه استقرار و هل دادن که بیشترین فعالیت را در این فازها دارد را نشان می‌دهد. Ntousis و همکاران گزارش کردند که چرخش خاجی یا داخلی پا بصورت دوطرفه یا یک‌طرفه، فعالیت الکترومایوگرافی عضله راست شکمی طی فعالیت راه رفتن را تغییر نمی‌دهد (۳۰). گزارش شده است که هم‌انقباضی عضلات آگونیست/آنتاگونیست (Agonist/Antagonist) با یادگیری حرکتی و تمرین کاهش می‌یابد. همچنین بیان شده است که گروهی که تمرین را با دستگاه بدون محدودیت حرکتی انجام دادند، تغییری در الگوی فعالیت عضلانی آن‌ها به دلیل بهبود هماهنگی بین عضلات رخ داد. نتایج پژوهش نشان داد که فعالیت میانه فعالیت الکتریکی عضله راست شکمی در سالمندان کمردرد دارای پای پرونیته پس از استفاده آن‌ها از بریس کمربند افزایش داشته است. از محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به عدم وجود جنس مؤنث و همچنین ثبت نکردن نیروهای عکس‌العمل زمین طی فاز اتکای راه رفتن اشاره کرد. با وجود این، پژوهش حاضر دارای مزایایی بود که از آن جمله می‌توان به بررسی اثر استفاده طولانی مدت از یک تداخل

References

- Cote KP, Brunet ME, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *J Athl Train* 2005;40(1):41. doi: 10.1016/S0021-9290(07)70199-9
- Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med & Scien in Spor & Exerc* 2003;35(10):1745-50. doi: 10.1249/01.MSS.0000089346.85744.D9
- Razeghi M, Batt M. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait & Posture* 2002;15(3):282-91. doi:10.1016/S0966-6362
- Headlee DL, Leonard JL, Hart JM, Ingersoll CD, Hertel J. Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18(3):420-25. doi: 10.1016/j.jelekin.2006.11.004
- Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking.

- Clin Biomech* 2004;19(4):391-7. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2003.12.010
6. Barwick A, Smith J, Chuter V. The relationship between foot motion and lumbopelvic-hip function: A review of the literature. *Foot* 2012;22(3):224-31. doi: 10.1016/j.foot.2012.03.006
 7. Deyo RA. Diagnostic evaluation of LBP: reaching a specific diagnosis is often impossible. *Arch Intern Med* 2002;162(13):1444-7. doi: 10.1001/archinte.162.13.1444
 8. Hoy D, Brooks P, Blyth F, Buchbinder R. The epidemiology of low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2010; 24(6):769-81. doi: 10.1016/j.berh.2010.10.002
 9. Maheshwari J. *Degenerative disorders. Essential Orthopedics*. 3rd ed. New Delhi: Mehta Pub; 2005. PP: 252-4. doi: 10.5005/jp/books/12250-35
 10. Patrick N, Emanski E, Knaub M. Acute and chronic low back pain. *Med Clin* 2014;98(4): 777-89. doi: 10.1016/j.mcna.2014.03.005
 11. Kimura T, Kobayashi H, Nakayama E, Hanaoka M. Effects of aging on gait patterns in the healthy elderly. *Anthropological Science* 2007;115(1):67-72. doi: 10.1177/107110079902000410
 12. Hortobágyi T, Finch A, Solnik S, Rider P, DeVita P. Association between muscle activation and metabolic cost of walking in young and old adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2011;66(5):541-7. doi: 10.1093/gerona/66.5.541
 13. Candow DG, Chilibeck PD. Differences in size, strength, and power of upper and lower body muscle groups in young and older men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2005;60(2):148-56. doi: 10.1093/gerona/60.2.148
 14. Betsch M, Schneppendahl J, Dor L, Jungbluth P, Grassmann JP, Windolf J, et al. Influence of foot positions on the spine and pelvis. *Arthritis Care Res* 2011;63(12):1758-66. doi: 10.1002/acr.20601
 15. Hoy D, March L, Brooks P, Blyth F, Woolf A, Bain C, et al. The global burden of low back pain: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Ann Rheum Dis* 2014;73(6): 968-74. doi: 10.1136/annrheumdis-2013-204428
 16. Sterling DA, O'connor JA, Bonadies J. Geriatric falls: injury severity is high and disproportionate to mechanism. *J Trauma Acute Care Surg* 2001;50(1):116-9. doi: 10.1097/00005373-200101000-00021
 17. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research Methods in Biomechanics*. 2nd ed. *Human Kinetics* 2014;80-150. doi: 10.5040/9781492595809
 18. Calmels P, Béthoux F, Condemine A, Fayolle-Minon I. Nous utilisons des cookies pour vous assurer une navigation optimale et personnalisée. En poursuivant votre visite, vous acceptez l'utilisation de cookies qui nous permettent notamment d'effectuer des statistiques de visite. *Ann Readapt Med Phys* 2005;48:288-97. doi: 10.1016/j.anrmp.2005.04.008
 19. Cholewicki J, Shah KR, McGill KC. The effects of a 3-week use of lumbosacral orthoses on proprioception in the lumbar spine. *J Orthop Sports Phys Ther* 2006;36(4):225-31. doi: 10.2519/jospt.2006.36.4.225
 20. Farahpour N, Jafarnejadgero 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. doi: 10.1016/j.jelekin.2018.01.006
 21. Munoz F, Salmochi J-F, Faouen P, Rougier P. Low back pain sufferers: Is standing postural balance facilitated by a lordotic lumbar brace? *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 2010;96(4):362-6. doi: 10.1016/j.otsr.2010.01.003
 22. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech* 2006;21(1):89-98. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.08.002
 23. Mousavi SJ, Parnianpour M, Mehdian H, Montazeri A, Mobini B. The Oswestry disability index, the Roland-Morris disability questionnaire, and the Quebec back pain disability scale: translation and validation studies of the Iranian versions. *Spine* 2006;31(14):E454-E459. doi: 10.1097/01.brs.0000222141.61424.f7
 24. 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. doi: 10.1016/S1050-6411(00)00027-4
 25. Cheung J, Halbertsma JP, Veldhuizen AG, Sluiter WJ, Maurits NM, Cool JC, et al. A preliminary study on electromyographic analysis of the paraspinal musculature in idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2005;14(2):130-7. doi: 10.1016/S1050-6411(00)00027-4
 26. Cohen J. A power primer. *Psychol Bull* 1992;112(1):155. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.08.002
 27. Harbili E, Harbili S, Alptekin A. Kinematics of the snatch in elite male weightlifters. *PJSS* 2017;8(3):72-7.
 28. Hanada EY, Johnson M, Hubley-Kozey C. A comparison of trunk muscle activation amplitudes during gait in older adults with and without chronic low back pain. *PM & R* 2011;3(10):920-8. doi: 10.1016/j.pmrj.2011.06.002
 29. Farahpour N, Jafarnejad 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. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.056
 30. Ntousis T, Mandalidis D, Chronopoulos E, Athanasopoulos S. EMG activation of trunk and upper limb muscles following experimentally-induced overpronation and oversupination of the feet in quiet standing. *Gait Posture* 2013;37(2):190-4. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.06.028