Journal of Anesthesiology and Pain Spring 2021, Vol 12, NO 1

The effect of two types of thoracolumbosacral braces on electromyography activity and pain index in patients with low back pain during walking

Milad Piran Hamlabadi[1], AmirAli Jafarnezhadgero[2*], Sajad Anoushirvani[3]

1. *MSc Student of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*
2. *Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. (amiralijafarnezhad@gmail.com)*
3. *Assistant Professor of Sport Physiology, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*

ABSTRACT

Aims and background: Low back pain is a common ailment that affects about 80% of the population at some point in their life time. Using a brace is a method to control pain that physiotherapists recommend it. However, the scientific evidence about the effects of different braces in low back pain patients is limited. Therefore, the aim of this study was to evaluate the effects of two thoracolumbosacral braces on electromyography activity) and pain index of low back pain patients during walking.

Materials and Methods: In this quasi-experimental study, 15 male and female subjects with low back pain volunteered to participate in this study. Subjects walked in three conditions (without braces, simple braces and sensor braces). An 8-channel wireless electromyography system was used to record the activity of the muscles of the back and lower limb during walking. Visual scale index was also used to record pain and comfort. Repeated measure ANOVA test was used for statistical analysis. Significance level was set at p=0.05.

Results: Finding demonstrated that the pain value during using brace with sensor was lower than that simple brace ($P<0.05$). However, comfort value during using simple brace was the lowest ($P<0.05$). Frequency content of biceps femoris during push off while using brace with sensor was greater than that simple brace condition (p=0.007).

Conclusion: In general, it can be said that the use of tracholambosacral braces with sensor because of reduction in pain and increment in frequency content of biceps femoris muscle is more effective than that simple brace in patients with low back pain.

Keywords: Low back pain, Thoracolumbosacral, Braces, Electromyography

Please cite this paper as:

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

Corresponding Author: AmirAli Jafarnezhadgero, Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

فصلنامه علمی پژوهشی بیهوشی و درد، دوره ۱۲، شماره ۱، بهار ۱۴۰۰

تأثیر دو نوع بریس توراکولومبوساکرال بر روی فعالیت الکترومایوگرافی و شاخص درد بیماران مبتلا به کمردرد طی راه رفتن

میلاد پیران حمل آبادی[۱]، امیرعلی جعفرنژادگرو*[۲]، سجاد انوشیروانی[۳]

۱. دانشجوی بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، اردبیل، ایران
۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، اردبیل، ایران
۳. استادیار فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، اردبیل، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۶/۲ **تاریخ بازبینی: ۱۳۹۹/۸/۹** **تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۸/۲۳**

چکیده

زمینـه و هـدف: کمـردرد یـک بیمـاری شـایع بیـن افـراد جامعـه اسـت کـه تـا حـدود ۸۰٪ از افـراد در برخـی از مراحـل زندگـی خـود از آن رنـج می‌برنـد. اسـتفاده از بریـس یـک راه کنتـرل درد می‌باشـد کـه فیزیوتراپیسـت‌ها اسـتفاده از آن را توصیـه می‌کننـد. باوجـود ایـن، شـواهد علمـی در ارتبـاط بـا اثـرات بریس‌هـا بـه ویـژه در بیمـاران کمـردرد محـدود اسـت. بنابرایـن هـدف از ایـن مطالعـه بررسـی تأثیـر دو بریـس توراکولومبوسـاکرال بـر روی فعالیـت الکترومایوگرافـی و شـاخص درد بیمـاران مبتـلا بـه کمـردرد طـی راه رفتـن بـود.

مـواد و روش‌هـا: در ایـن مطالعـه نیمـه تجربـی ۱۵ آزمودنـی دختـر و پسـر مبتـلا بـه کمـردرد داوطلـب شـرکت در پژوهـش شـدند. آزمودنی‌هـا درسـه شـرایط (بـدون بریـس، بریـس سـاده و بریـس دارای سنسـور) تکلیـف راه رفـت را انجـام دادنـد. یـک سیسـتم الکترومایوگرافـی ۸ کانالـه بـی سـیم جهـت ثبـت فعالیـت عضـلات ناحیـه کمـر و انـدام تحتانـی طـی راه رفتـن اسـتفاده شـد. همچنیـن بـرای ثبـت میـزان درد و راحتـی از شـاخص مقیـاس بصـری اسـتفاده شـد. از آزمـون آنایـز واریانـس بـا اندازه‌هـای تکـراری جهـت تحلیـل آمـاری اسـتفاده شـد. سـطح معنـاداری برابـر ۰/۰۵ بـود.

یافته‌هـا: نتایـج نشـان داد کـه میـزان درد در حالـت بریـس سنسـوردار نسـبت بـه حالـت بـدون بریـس کمتـر بـود ($P<0/05$). باوجـود ایـن، میـزان راحتـی در شـرایط راه رفتـن بـا بریـس سـاده کمتریـن مقـدار را دارا بـود ($P<0/05$). فرکانـس عضلـه دو سـر رانـی طـی فـاز هـل دادن هنگام اسـتفاده از بریـس سنسـوردار نسـبت بـه شـرایط بـدون بریـس بطـور معنـاداری افزایـش یافـت ($P=0/007$).

نتیجـه گیـری: بطـور کلـی می‌تـوان گفـت کـه اسـتفاده از بریـس تراکولامبوسـاکرال دارای سنسـور بـه دلیـل کاهـش درد، و افزایـش فرکانـس عضلـه دوسـررانی در بیمـاران مبتـلا بـه کمـر درد نسـبت بـه بریـس بـدون سنسـور موثرتـر اسـت.

واژه‌های کلیدی: کمردرد، توراکولومبوساکرال، بریس، الکترومایوگرافی

مقدمه

کمـردرد یـک بیمـاری ارتوپدی شـایع اسـت که تا حـدود ۸۰٪ از جمعیـت جامعـه حداقـل برای یکبـار به آن مبتلا می‌شـوند[۱]. امـروزه بریس‌هـا و ارتزهـا بـرای درمـان کمـردرد مزمـن تجویـز می‌شـوند[۲]. بنابرایـن، بریس‌هـای کمـری اغلب به عنـوان کمک کننـده برای پیشـگیری و توانبخشـی کمـردرد تجویز می‌شـوند. در واقـع، مطالعـات مختلـف ایـن را نشـان می‌دهد که پوشـیدن بریس‌هـای کمـری باعـث افزایـش اعتمـاد بـه نفـس در انجـام فعالیت‌هـای مختلـف بدنـی می‌شـود[۳]. گزارش‌هـای ارائه شـده از مطالعـات مختلـف حاکـی از آن اسـت کـه بریس‌هـا می‌توانند

نویسـنده مسـئول: امیـر علی جعفـر نژاد گـرو، اسـتادیار بیومکانیک ورزشـی، دانشـگاه محقق اردبیلـی، دانشـکده علوم تربیتـی و روانشناسـی، گروه تربیـت بدنـی و علوم ورزشـی، اردبیـل، ایران
پست الکترونیک: amiralijafarnezhad@gmail.com

علائـم و شـدت بیمـاری را کاهـش داده و اعتمـاد بـه نفس آنان را نسـبت بـه انجـام فعالیت‌هـای جسـمانی افزایـش دهنـد[۴]. علاوه‌برایـن، شـواهدی وجـود دارد کـه اسـتفاده از بریس کمری ممکـن اسـت بـه کاهـش زمـان توانبخشـی بعـد از آسـیب نیـز کمـک کنـد[۵]. تعـدادی از مطالعـات به ایـن نتیجه رسـیدند که بیمـاران مبتـلا بـه کمـردرد اختـلال در راسـتای سـتون فقرات دارنـد[۶-۸]. مک‌نایـر و همکارانـش[۹] بهبـود حـس عمقـی را طی خـم شـدن تنـه هنـگام اسـتفاده از بریس‌هـای کمری مشـاهده کردنـد. Newcomer و همکارانـش[۱۰] از پیشـرفت قابل توجهی در تسـکین درد در حیـن خم شـدن تنه در گروهـی از مبتلایان بـه کمـردرد کـه دارای بریس کمـری بودند، را مشـاهده نمودند. بـا ایـن حال، چنـد یافته متناقض نیز گزارش شـده اسـت. تصور می‌شـود ایـن یافته‌هـا بـه چندین مکانیسـم مربوط می‌شـود که اولیـن مـورد آن توانایـی بریس‌هـا بـرای محـدود کـردن دامنـه حرکـت اسـت. لانتـز و همـکاران[۵] گـزارش دادنـد که پوشـیدن یـک بریـس محـدود کـردن حرکـت تنـه را تقریبـاً ۳۰ تـا ۵۰ درصـد از حرکـت معمولـی محـدود می‌کنـد. تصور می‌شـود که بریس‌هـا ممکـن اسـت پایـداری مکانیکـی را افزایش دهـد. تا به امـروز، هیـچ مـدرک قانـع کننـده‌ای مبنی بـر این کـه ارتزهای کمـر باعـث کاهـش نیـروی فشـاری در سـتون فقرات می‌شـوند و بـه عضـلات کمـر در تولیـد پشـتی کمـک می‌کننـد، وجـود نـدارد[۱۱]. بـا این حـال، بیماران مبتـلا به کمـردرد، درد کمتری را هنـگام اسـتفاده از بریـس گـزارش نمودند و مایل هسـتند که از ارتزهـای کمـری[۴، ۱۲، ۱۳]، علی‌رغـم شـواهد علمـی بی‌نتیجـه بـرای اثربخشـی خـود و فعالیـت بدنـی از آن اسـتفاده کننـد[۱۲]. بـه طـور مشـابه، تغییـر معنـاداری در فعالیـت عضـلات سـتون فقـرات هنـگام مقایسـه دو شـرایط بـا و بـدون اسـتفاده بریـس کمـری مشـاهده نشـده اسـت[۱۴]. همچنیـن هیـچ گزارشـی از کاهـش قابـل توجـه نیروهـای فشـاری وارده بـر سـتون فقـرات وجـود نـدارد کـه بتـوان مسـتقیماً بـه عملکـرد بریس‌ها نسـبت داد[۳]. امـا بریس‌هـای شـکمی و ارتـز لامبوسـاکرال سـفتی تنـه را بـالا می‌برنـد و بـا سـاختن پاسـچر پشـتی مناسـب ثبـات سـتون فقرات را بهبود می‌بخشـد[۱۴]. سـفتی اضافه شـده از ارتز لامبوسـاکرال می‌توانـد بـه طـور قابـل توجهـی در ثبات سـتون فقـرات نقـش داشـته باشـد. در ایـن کارهـا، سـتون فقـرات در مقابـل خمیدگـی آسـیب پذیـر اسـت، زیـرا بـه تـلاش عضلانی بسـیار کمـی نیـاز اسـت[۱۵]. در یک مطالعـه مرتبط بـا راه رفتن، موریـس و واتـرز[۱۶] دریافتنـد کـه فعالیـت الکتریکـی عضلات از عضـلات شـکم و پشـت در هنـگام اسـتفاده از بریـس در طـی راه رفتـن بی‌تأثیـر نیسـت، امـا این افزایـش فعالیـت در عضلات کمـر هنگامـی کـه افـراد سـریع‌تر راه می‌رونـد، رخ داده اسـت. اگـر چنیـن تأثیراتـی وجود داشـته باشـد، بایـد کاهـش فعالیت عضلات پشـت مشـاهده شـود. با این حال، بررسـی دقیق ادبیات تحقیـق نشـان می‌دهـد کـه در فعالیت‌هـای مختلـف بـا و بدون بریـس کمـر و انجام حرکت سـینتیک در طـی راه رفتن عضلات بـه خوبـی کنتـرل می‌شـود، در میـزان فعالیـت الکترومیوگرافی عضلـه تنـه یا نیروی فشـاری سـتون فقـرات هیچ تفاوتـی وجود نـدارد و بـا بریـس شـکمی یـا ارتـز کمـری لامبوسـاکرال بهبود یافتـه اسـت، ایـن ممکـن اسـت بـه دلیـل احساسـات ذهنـی ایمـن افـراد باشـد کـه چنیـن وسـیله‌ای پوشـیده می‌شـود[۴، ۱۳]. از طرفـی در هنـگام پوشـیدن بریـس توسـط افـراد سـالم، هیـچ پیشـرفت منظمـی در قدرت یا اسـتقامت عضـلات گزارش نشـده اسـت[۳]. بـا ایـن وجـود، هنـوز سـؤالاتی در مورد نیـاز به بریـس تراکولامبوسـاکرال بـر پیشـرفت‌های مکانیـک راه رفتـن (بـه عنـوان مثـال، الکترومایوگرافی) وجود دارد. بیمـاران معمولاً بریس‌هـای سـفت‌تر را تحمـل نمی‌کننـد و اغلـب بریس‌هـای الاسـتیک کمـری نرم تجویـز می‌شـوند. بنابراین، ایـن مطالعه با هـدف مقایسـه اثرات دو نوع بریـس توراکولومبوسـاکرال بر روی فعالیـت الکترومایوگرافـی بیمـاران مبتلا به کمـردرد در طی راه رفتـن بود.

مواد و روش‌ها

شرکت کنندگان

در ایـن مطالعـه نیمـه تجربـی ۱۵ بیمـار مبتـلا بـه کمـردرد (سـن ۱/۳±۲۷/۶ سـال، قـد ۰/۱۲±۱/۷۹ متـر، وزن ۸/۶±۷۴/۳ کیلوگـرم) در ایـن مطالعـه داوطلـب شـدند و رضایـت آگاهانـه خـود را بـرای شـرکت در ایـن مطالعـه بـه صـورت کتبـی اعـلام داشـتند. ایـن مطالعـه بـا کـد اخـلاق (IR.ARUMS.

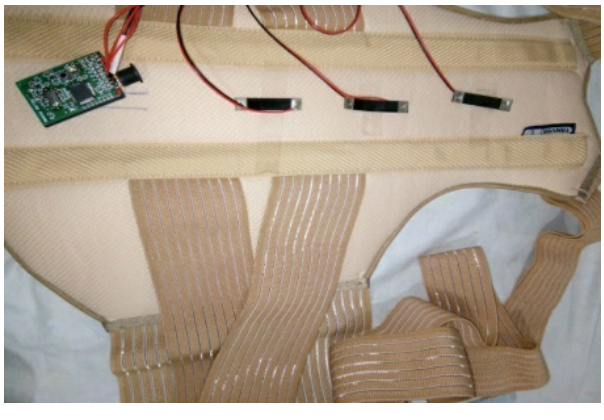
۱۳۹۹,۲۵۵.REC) در دانشگاه علوم پزشکی اردبیل تصویب شد. با استفاده از نرم‌افزار G*Power حجم نمونه حداقلی ۱۵ نفر برآورد شد تا اندازه اثر ۰/۹۵ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ حاصل شود[۱۷].

ویژگی‌های دموگرافیک شامل طول قد، وزن و سن در تمام آزمودنی‌ها مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. معیارهای ورود به پژوهش داشتن کمردرد مطابق با شاخص مقیاس بصری درد (Visual Analog Pain Scale) با طول ۲۰ سانتی‌متر انجام گرفت[۱۸]. معیار خروج نیز عدم درد در ناحیه کمر و وجود شکستگی، سابقه جراحی، تنگی کانال ستون فقرات در ناحیه کمر بود.

از یک سیستم الکترومایوگرافی قابل حمل (Biometric, UK) با ۸ جفت الکترود سطحی دو قطبی (فاصله مرکز تا مرکز ۲۵ میلی‌متر، دارای مقاومت ورودی ۱۰۰ میلی‌اهم و نسبت رد سیگنال مشترک بزرگتر از ۱۱۰ دسی‌بل) برای ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ساقی قدامی، دوقلو، دو سررانی، پهن خارجی، پهن داخلی، نیمه‌وتری، سرینی میانی، و راست‌کننده ستون فقرات) بخش مهره سوم کمری) در طرف راست بدن با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز استفاده شد. ابتدا سطح پوست روی عضلات منتخب تراشیده شد. سپس با الکل (Etanol-70%) سطح پوست تمیز گردید و الکترودها مطابق توصیه‌های پروتکل اروپایی جهت ثبت فعالیت عضلات (Surface ElectromyograPhy Non-invasive Assessment of Muscles) در محل مورد نظر قرار گرفت[۱۹]. محل نصب الکترودها برای عضلات ساقی قدامی، دوقلو، دو سررانی و سرینی میانی طبق پروتکل سنیام مشخص گردید[۱۹]. الکترودهای عضله راست‌کننده ستون فقرات به صورت عمودی بر روی پوست در ۳ سانتی‌متری خارجی ستون فقرات[۲۰] نصب شد. همه شرکت‌کنندگان در این پژوهش از بریس‌های یکسانی استفاده کردند و آزمون آن‌ها شامل راه رفتن بدون بریس، با بریس ساده و با بریس سنسوردار بود. در ابتدا هر آزمودنی فرآیند گرم کردن از جمله راه رفتن را به مدت ۵ دقیقه انجام دادند. برای هر آزمودنی سه آزمایش موفق فعالیت الکتریکی عضلات ثبت و مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. جهت تحلیل میانه فرکانس از نرم Biometrics Data LITE استفاده شد.

بریس

برای طراحی یک بریس توراکولومار اصلاحی و بی سیم جدید، ما یک بریس نرمی ساخته‌ایم که ناحیه سینه‌ای، کمری و خاجی را پوشش دهد (شکل ۱). طراحی مثلثی آن باعث تعادل در توزیع فشار روی شانه فراهم می‌کند که مناسب برای تمامی سنین می‌باشد[۲۱]. ساختار بریس از شش تسمه برای تنظیم، مدار الکترونیکی و دو فلز تثبیت‌کننده وجود دارد و همچین مدار الکترونیکی این بریس دارای سنسور خمشی می‌باشد.



شکل ۱: بریس و سنسورهای مورد استفاده در پژوهش

نرم‌افزار کاربردی موبایل (برنامه تلفن همراه) قادر است در صورت وجود زاویه بیش از زاویه از پیش تعریف شده توسط سنسور لرزش، زاویه خم و سیگنال را به بیمار اطلاع دهد. برای انجام این کار، کاربر باید مدار الکترونیکی و بلوتوث موبایل را روشن کند تا با نرم‌افزار ارتباط برقرار کند. پس از آن، داده‌های سنسور خمشی به برنامه تلفن همراه میزان خمش را روی تلفن همراه نشان می‌دهد. فعالیت الکتریکی عضلات طی راه رفتن در سه شرایط بدون بریس، با بریس ساده و بریس سنسوردار انجام شد. مقادیر میانه فرکانس طی چهار فاز پاسخ بارگیری، میانه اتکا، هل دادن و نوسان ثبت و

مـورد تحلیـل قـرار گرفـت. جهـت مشـخص نمـودن فازهـای راه رفتـن از داده‌هـای دسـتگاه فرسـپلیت کـه در میانـه مسـیر راه رفتـن قـرار داشـت و بـا دسـتگاه الکترومایوگرافـی سـینک بـود اسـتفاده شـد.

نرمـال بـودن توزیـع داده‌هـا بـا اسـتفاده از آزمون شـاپیروولیک مـورد تأییـد قـرار گرفـت (P=۰/۰۵) جهـت مقایسـه مقادیـر الکترومایوگرافـی عضـلات نیـز از آزمـون آنالیـز واریانـس بـا اندازه‌هـای تکـراری اسـتفاده شـد. تمـام تحلیل‌هـا در سـطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS 16 انجام پذیرفت.

یافته‌ها

نتایـج نشـان داد که در فاز پاسـخ بارگیری میانـه فرکانس عضله دو قلـو در حالـت اسـتفاده از بریس سنسـور دار نسـبت به حالت بریـس سـاده به طـور معنـاداری بالاتـر بـود (P= ۰/۰۴۵). میانه فرکانـس سـایر عضلات تفـاوت معناداری را طی شـرایط مختلف را در فاز پاسـخ بارگیری نشـان ندادنـد (جدول ۱).

جدول ۱: میانه فرکانس عضلات طی سه شرایط مختلف راه رفتن در فاز پاسخ بارگیری

متغییر	شرایط			مقدار P		
	بدون بریس (۱)	بریس ساده (۲)	بریس سنسور دار (۳)	۱*۲	۱*۳	۲*۳
ساقی قدامی	۸۰/۶۷±۱۹/۳۸	۷۷/۲۷±۱۵/۸۶	۸۸/۴۸±۱۸/۲۶	۱/۰۰	۰/۳۱	۰/۰۸
دوقلو	۹۱/۴۷±۳۱	۸۶/۱۴±۲۲/۳	۱۰۰/۶±۲۰/۳۸	۱/۰۰	۰/۷۸	۰/۰۴۵*
پهن خارجی	۳۱/۱۷±۷۲/۴۱	۳۳±۷۸/۷۶	۲۲/۳۸±۶۹/۵۴	۰/۹۶	۱/۰۰	۰/۹۶
پهن داخلی	۳۰/۷۵±۶۳/۹	۴۱/۹۶±۷۶/۶۲	۳۷±۷۴/۳۴	۰/۵۷	۱/۰۰	۱/۰۰
دو سر رانی	۲۶/۱۷±۶۷/۲۷	۲۳/۸۴±۷۰	۲۹/۲۳±۶۹/۱۹	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰
نیمه وتری	۲۶/۱۵±۶۸/۴۵	۳۴/۸±۸۶/۱۹	۲۹/۶۶±۷۵/۷۱	۰/۲۲	۰/۷۶	۰/۹۸
سرینی میانی	۴۰±۷۶/۵۳	۲۸/۶۴±۷۵/۲۱	۲۶±۶۷/۶۵	۱/۰۰	۰/۹۹	۱/۰۰
بازکننده ستون فقرات	۲۳/۱۱±۶۶/۳۸	۲۳±۷۶/۶	۲۲/۹۷±۷۱	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰

*سطح معناداری P<۰/۰۵

نتایـج بـه دسـت آمـده از فـاز میانـه اتـکا در حالت‌هـای مختلف با و بـدون بریس تفـاوت معنـاداری در میانـه فرکانس عضلانی مشـاهده نشـد (P>۰/۰۵). (جدول ۲).

جدول ۲: میانه فرکانس عضلات طی سه شرایط مختلف راه رفتن در فاز میانه اتکا

متغییر	شرایط			مقدار P		
	بدون بریس (۱)	بریس ساده (۲)	بریس سنسوردار (۳)	۱*۲	۱*۳	۲*۳
ساقی قدامی	۷۷±۱۵/۴۷	۷۶/۱۹±۱۶/۴	۷۲/۴±۱۵/۸۳	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰
دوقلو	۲۱/۱±۸۹/۱۷	۲۳/۳±۸۸/۵۷	۲۱/۶±۸۲/۶۴	۱/۰۰	۱/۰۰	۰/۸۵
پهن خارجی	۱۷/۳±۶۲/۷۴	۲۲±۶۵/۶۸	۱۷/۴±۶۴/۷۲	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰
پهن داخلی	۶۱±۱۵/۴۴	۷۲/۵۹±۳۳/۹	۶۷±۱۶/۳۳	۰/۷۷	۰/۲۹	۱/۰۰
دو سر رانی	۲۲/۶±۸۵/۱۵	۲۴/۱۲±۶۴/۶۶	۲۳/۹±۶۰/۸۲	۰/۸۵	۱/۰۰	۰/۸۵
نیمه وتری	۱۶±۶۴/۴۸	۳۰/۵۸±۷۱/۷	۲۵/۸±۷۶/۵۴	۱/۰۰	۰/۷۱	۱/۰۰
سرینی میانی	۶۷±۷۱/۲۶	۲۶/۴±۷۹/۳۳	۲۰/۷±۷۳/۷۵	۰/۵۴	۱/۰۰	۱/۰۰
باز کننده ستون فقرات	۲۱/۷±۶۵/۲۹	۲۳/۴۷±۶۶	۱۷/۴۲±۶۸/۹	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰

نتایج فاز هل دادن نیز نشان داد که میانه فرکانس عضله دوسررانی در حالت استفاده از بریس سنسوردار نسبت به حالت بدون بریس به طور معناداری بالاتر بود (P=۰/۰۰۷). در مقایسه سایر عضلات نیز تفاوت معناداری مشاهده نشد (جدول ۳).

جدول ۳: میانه فرکانس عضلات طی سه شرایط مختلف راه رفتن در فاز هل دادن

متغیر	الکترومایو گرافی			مقدار P		
	بدون بریس (۱)	بریس ساده (۲)	بریس سنسور دار (۳)	۱*۲	۱*۳	۲*۳
ساقی قدامی	۸۳/۶±۱۷/۳۲	۸۵/۳۳±۱۸/۵	۸۲/۲±۱۵/۳۶	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰
دوقلو	۸۶±۲۲/۴۸	۹۰/۲±۲۳/۱۳	۸۲/۶±۱۶/۱۳	۰/۶۲	۱/۰۰	۰/۶۱
پهن خارجی	۶۰/۱۸±۱۱/۶	۶۱/۳±۱۴/۹۷	۶۳/۲±۱۳/۷۹	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰
پهن داخلی	۱۵/۴±۵۷/۵۸	۱۶/۴±۵۷/۶۳	۱۳/۸±۶۱/۱۸	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰
دو سر رانی	۲۵/۵۶±۵۲	۲۴±۶۲/۶۴	۲۵/۶±۶۸/۶۴	۰/۴۹	*۰/۰۰۷	۰/۷۶
نیمه وتری	۲۵/۲۶±۷۰/۲	۲۵/۸±۷۲/۳۸	۲۰/۱±۶۴/۸۳	۱/۰۰	۱/۰۰	۰/۵۷
سرینی میانی	۲۷/۹±۷۱/۵۳	۲۲/۱±۶۹/۶۴	۲۰/۴±۶۷/۱۲	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰
باز کننده ستون فقرات	۱۹/۴±۶۹/۳۷	۲۰/۴۸±۷۲	۱۸/۵±۷۳/۶۳	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰

*سطح معناداری P<۰/۰۵

در مرحله نوسان نیز در حالت‌های مختلف با و بدون بریس تفاوت معناداری در میانه فرکانس عضلانی مشاهده نشد (P>۰/۰۵). (جدول ۴).

جدول ۴). میانه فرکانس عضلات طی سه شرایط مختلف راه رفتن در فاز نوسان

متغیر	الکترومایوگرافی			مقدار P		
	بدون بریس (۱)	بریس ساده (۲)	بریس سنسور دار (۳)	۲*۱	۳*۱	۳*۲
ساقی قدامی	۱۱۱/۶±۲۷/۸۶	۱۱۹/۸±۵۱/۶۷	۱۱۶/۶±۳۳/۳	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰
دوقلو	۱۱۶/۶±۳۳	۱۴۶/۵۹±۶۹	۱۱۶/۶±۳۷/۵	۰/۲۷	۱/۰۰	۰/۳۷
پهن خارجی	۱۰۹/۱۲±۸/۱۶	۱۲۵/۵±۱۷/۶	۹۸/۴۴±۷/۷	۰/۹۳	۱/۰۰	۱/۰۰
پهن داخلی	۷/۶±۱۰۲/۷	۱۸/۹±۱۲۱	۱۱/۳۲±۱۱۴/۹	۱/۰۰	۰/۹۳	۰/۵۱
دو سر رانی	۹/۹±۱۰۲/۵	۱۳/۵۷±۱۱۲/۸	۱۰/۹۵±۱۰۶	۰/۹۸	۱/۰۰	۱/۰۰
نیمه وتری	۱۰/۵۶±۱۱۲/۶	۱۳/۴۲±۱۱۸/۱۸	۹/۱۸±۱۱۱/۱۲	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰
سرینی میانی	۹/۵۲±۱۰۱/۷	۱۶/۸±۱۳۴/۵	۱۰/۱±۱۰۶/۵۳	۰/۲۱	۱/۰۰	۰/۳۷
باز کننده ستون فقرات	۷/۲۲±۱۰۵/۳	۱۴/۴±۱۲۲/۹	۸/۷۸±۱۰۵/۶	۰/۶۲	۱/۰۰	۰/۶۲

در نتیجه میزان درد هنگام استفاده از بریس تراکولامبوساکرال سنسوردار نسبت به حالت بدون بریس به طور معنی‌داری پایین بود (P=۰/۰۰۴) (جدول ۵). همچنین نتایج نشان داد که میزان راحتی هنگام استفاده از بریس ساده به طور معنی‌داری نسبت به دو شرایط دیگر کاهش یافته است (P=۰/۰۰۱).

جدول ۵). مقادیر درد و راحتی در شرایط مختلف راه رفتن

متغیر	انواع بریس			مقدار P		
	بدون بریس(۱)	بریس ساده(۲)	بریس سنسور دار(۳)	۲*۱	۳*۱	۳*۲
درد	۱۵/۵۶±۲/۹	۱۴/۶±۱/۶	۱۱/۵۳±۱/۹۵	۱/۰۰	*۰/۰۰۴	۱/۰۰
راحتی	۱۸/۹۳±۱/۱۲	۱۵/۳۳±۲/۱	۱۸/۸±۱/۲۶	*۰/۰۰۱	۱/۰۰	*۰/۰۰۱

*سطح معناداری P<۰/۰۵

بحث

مطالعه حاضر با هدف مقایسه اثرات دو نوع بریس توراکولومبوساکرال بر روی فعالیت الکترومایوگرافی بیماران مبتلا به کمردرد در طی راه رفتن انجام گرفت. در این مطالعه فعالیت الکتریکی عضلات ساقی قدامی، دوقلو، پهن داخلی، پهن خارجی، دو سر رانی، نیمه وتری، سرینی میانی و بازکننده ستون فقرات در افراد مبتلا به کمردرد در حین راه رفتن بررسی شد.

با توجه به یافته‌ها، فعالیت عضله دو سر رانی طی استفاده از بریس سنسوردار نسبت به شرایط بدون بریس

در فـاز هـل دادن فرکانـس بالاتـری را نشـان داد. در این راسـتا، برخـی از پژوهشـگران نشـان داده‌انـد کـه فعالیـت عضلانـی بالاتـر در بیمـاران دارای کمـردرد، پاسـخی عصبـی- عضلانـی اسـت کـه باعـث کاهـش درد می‌گـردد[۲۲]. یافته‌هـای پژوهـش حاضـر در ارتبـاط بـا کاهـش میـزان درد هنـگام اسـتفاده از بریـس سنسـوردار موید ایـن موضـوع می‌باشـد. افزایـش ایـن فعالیـت الکتریکـی را می‌تـوان چنیـن بیـان کـرد کـه فـرد در هنـگام اسـتفاده از بریـس سنسـوردار عضـلات خـود را بـه صـورت فعـال درگیـر می‌کنـد کـه ایـن امـر باعـث افزایـش فعالیـت الکتریکـی عضـلات شـده اسـت. نتایـج مطالعـه حاضـر حاکـی از آن اسـت کـه بریـس تراکولامبوسـاکرال سنسـوردار می‌توانـد بـرای تثبیـت سـتون فقـرات کمـر از طریـق تقویـت عضـلات مرکـزی، کـه بـا افزایـش فعالیـت الکتریکـی عضـلات همـراه هسـتند، مفیـد باشـد. عارضـه کمـردرد کـه بـا کاهـش سـرعت راه رفتـن، افزایـش سـفتی تنـه[۲۲، ۲۳] همـراه اسـت. بـا ایـن حـال، ایـن فعالیـت بالاتـر عضـلات در ناحیـه کمـری- لگنـی می‌توانـد بـا کنتـرل تنـه کـه بـه طـور طبیعـی در راه رفتـن اتفـاق می‌افتـد، همـراه باشـد[۲۴]. نیوکومـر و همـکاران[۱۰] گـزارش کردنـد کـه بریـس کمـری می‌توانـد در انجـام حرکت‌هـای خـم شـدن تنـه، کشـش و خـم شـدن جانبـی راسـت در گروهـی از بیمـاران موثـر باشـد. از طرفـی اسـتفاده از بریس‌هـا را باعـث تغییرکینماتیـک راه رفتـن در افـراد دارای کمـردرد می‌شـود[۱۴]. ایـن امـکان وجـود دارد کـه اثـرات ارتزهـا در حالت‌هـای مختلـف آسـیب‌دیدگی یـا بیماری‌هـا متفـاوت باشـد. برخـی از محققـان نیـز اذعـان داشـتند کـه اسـتفاده از بریس‌هـا کامـلا بی‌تاثیـر بـوده و دلیـل اسـتفاده بیمـاران از آن فقـط بـه دلیـل تصـورات ذهنـی آنـان اسـت[۱۲]. Jorgensen و همـکاران[۲۵] نشـان دادنـد کـه پوشـیدن بریـس شـکمی بـر داده‌هـای الکترومایوگرافـی ضبـط شـده از الکترودهـای قـرار گرفتـه در زیـر بریـس تأثیـر نـدارد. از طرفـی انقباضـات عضلانـی اسـتاتیکی کـه در طـی دوره‌هـای طولانـی و حتـی در سـطوح بسـیار کـم در طـول فعالیـت پایدار اسـت کـه می‌توانـد بـه خسـتگی و درد منجـر شـود[۲۶]. نتایـج پژوهـش حاضـر بـا Jorgensen و همـکاران[۲۵] کـه گـزارش مغایـر می‌باشـد چراکـه در پژوهـش حاضـر بریـس سنسـوردار سـبب افزایـش فعالیـت الکتریکی عضـلات شـد. Cholewicki و همـکاران[۳] نیـز در بـاره اسـتفاده از بریس‌هـای کمـری چنیـن بیـان داشـتند که در هنـگام پوشـیدن کمربندها توسـط افـراد سـالم، هیـچ پیشـرفت منظمـی در قـدرت یـا اسـتقامت عضـلات گـزارش نشـده اسـت. باوجـود ایـن، از آنجایـی کـه در پژوهـش حاضـر قـدرت یـا اسـتقامت عضـلات سـنجیده نشـده و تنهـا فعالیـت عضـلات ارزیابـی شـده امـکان مقایسـه نتایـج بیـن ایـن دو پژوهـش میسـر نیسـت. بـه طـور کلـی بـا توجـه افزایـش فعالیـت عضـلات هنـگام اسـتفاده از بریـس سنسـوردار می‌تـوان بیـان نمـود کـه ایـن بریـس قابلیـت تقویـت قـدرت عضلانـی را از طریـق درگیـر نمـودن عضـلات بـه صـورت فعـال دارا می‌باشـد. باوجـود ایـن، اثبـات هرچـه بهتـر ایـن موضـوع نیـاز بـه انجـام پژوهش‌هـای بیشـتر دارد.

از محدودیت‌هـای پژوهـش حاضـر می‌تـوان بـه کـم بـودن تعـداد نمونـه مـورد مطالعـه، عـدم وجـود بررسـی طولانی مدت اثـرات بریس‌هـا و همچنیـن عـدم تمریـن در این مطالعه اشـاره نمـود و پیشـنهاد می‌شـود کـه اثـرات ایـن نـوع بریـس در گروه مبتـلا بـه کمـردرد و دارای کایفـوز یـا لـوردز بررسـی شـود.

نتیجه گیری

بطور کلی می‌توان گفت که اسـتفاده از بریس تراکولامبوسـاکرال دارای سنسـور بـه دلیـل کاهـش درد، و افزایـش فرکانـس عضله دوسـررانی در بیمـاران مبتـلا بـه کمـر درد نسـبت بـه بریـس بـدون سنسـور موثرتـر اسـت. علـت ایـن موضـوع را می‌تـوان به دلیـل تقویـت بیشـتر ایـن عضله ذکـر نمود.

تشکر و قدردانی

بدینوسـیله از تمامـی افراد شـرکت کننده در ایـن پژوهش کمال تشـکر و قدردانی بعمـل می‌آید.

حمایت مالی

پژوهـش حاضـر بـا حمایت مالـی دانشـگاه محقق اردبیلـی مورد اجـرا قرار گرفته اسـت.

References

1. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2018;39:35-41.
2. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers M, Romani WA. Muscles, testing and function: with posture and pain: Williams & Wilkins Baltimore, MD; 1993.
3. Cholewicki J, Reeves NP, Everding VQ, Morrisette DC. Lumbosacral orthoses reduce trunk muscle activity in a postural control task. Journal of biomechanics. 2007;40(8):1731-6.
4. Ahlgren S, Hansen T. The use of lumbosacral corsets prescribed for low back pain. Prosthetics and orthotics international. 1978;2(2):101-4.
5. Lantz SA, Schultz AB. Lumbar spine orthosis wearing. I. Restriction of gross body motions. Spine. 1986;11(8):834-7.
6. Fontana TL, Richardson CA, Stanton WR. The effect of weightbearing exercise with low frequency, whole body vibration on lumbosacral proprioception: A pilot study on normal subjects. Australian Journal of Physiotherapy. 2005;51(4):259-63.
7. Field E, Abdel-Moty E, Loudon J. The effect of back injury and load on ability to replicate a novel posture 1. Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation. 1997;8(3):199-207.
8. Leinonen V, Kankaanpää M, Luukkonen M, Kansanen M, Hänninen O, Airaksinen O, et al. Lumbar paraspinal muscle function, perception of lumbar position, and postural control in disc herniation-related back pain. Spine. 2003;28(8):842-8.
9. McNair PJ, Heine PJ. Trunk proprioception: enhancement through lumbar bracing. Archives of physical medicine and rehabilitation. 1999;80(1):96-9.
10. Newcomer K, Laskowski ER, Yu B, Johnson JC, An K-N. The effects of a lumbar support on repositioning error in subjects with low back pain. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2001;82(7):906-10.
11. Van Poppel MN, de Looze MP, Koes BW, Smid T, Bouter LM. Mechanisms of action of lumbar supports: a systematic review. Spine. 2000;25(16):2103-13.
12. Jellema P, Bierma-Zeinstra S, Van Poppel M, Bernsen R, Koes B. Feasibility of lumbar supports for home care workers with low back pain. Occupational medicine. 2002;52(6):317-23.
13. Alaranta H, Hurri H. Compliance and subjective relief by corset treatment in chronic low back pain. Scandinavian journal of rehabilitation medicine. 1988;20(3):133-6.
14. Ivancic P, Cholewicki J, Radebold A. Effects of the abdominal belt on muscle-generated spinal stability and L4/L5 joint compression force. Ergonomics. 2002;45(7):501-13.
15. Cholewicki J, McGill SM. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. Clinical biomechanics. 1996;11(1):1-15.
16. Waters R, Morris J. Effect of spinal supports on the electrical activity of muscles of the trunk. JBJS. 1970;52(1):51-60.
17. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behavior research methods. 2007;39(2):175-91.
18. 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-E9.
19. 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.

20. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. Journal of biomechanics. 2016;49(9):1705-10.
21. Hamlabadi M, Jafarnezhadgero A, Anoushirvani S. A preliminary design of new corrective and wireless thoracolumbar bracing for individuals with functional thoracolumbar kyphosis. 2019;2:33-6.
22. 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.
23. Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. Manual therapy. 2003;8(1):21-8.
24. Begon M, Leardini A, Belvedere C, Farahpour N, Allard P. Effects of frontal and sagittal thorax attitudes in gait on trunk and pelvis three-dimensional kinematics. Medical engineering & physics. 2015;37(10):1032-6.
25. Kaul S, Koo HL, Jenkins J, Rizzo M, Rooney T, Tallon LJ, et al. Analysis of the genome sequence of the flowering plant Arabidopsis thaliana. nature. 2000;408(6814):796-815.
26. Smith G, Lumsden J. Review of neutrophil adherence, chemotaxis, phagocytosis and killing. Veterinary immunology and immunopathology. 1983;4(1-2):177-236.