Journal of Gorgan University of Medical Sciences

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

2022 / Vol 24 / No 2

OPEN ACCESS

Original Paper

Effect of Simple and Sensor Thoracolumbosacral Braces on Electromyography Activity of Selected Muscles in Patients with Kyphosis during Running

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

1 Associate Professor, Department of Sport Managements and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. 2 Ph.D Candidate in Sport Managements, Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Abstract

Background and Objective: The use of lumbar braces affects kinetics and kinematics. This study evaluated the effects of two types of simple and sensor thoracolumbosacral braces on electromyography activity of selected muscles in patients with kyphosis during running.

Methods: This quasi-experimental study was performed on 15 males with kyphosis. The subjects performed a running task in three conditions: without braces, with simple braces, and with sensor braces. An 8-channel wireless electromyography system was used to record the activity of the muscles of the lower back and lower limbs during running.

Results: There was no significant difference between the tested conditions in response to loading, middle support and swing; however, during push-off, the median frequency of the gastrocnemius muscle was greater when running with a simple brace compared with running without brace ($P<0.05$). In addition, the median frequency of the semitendinosus muscle was significantly higher while running with sensor brace compared with simple brace ($P<0.05$).

Conclusion: Using brace, especially sensor brace, can improve muscle activities in patients with kyphosis.

Keywords: Kyphosis, Thoracolumbar, Brace, Electromyography, Running

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

Received 28 Oct 2020
Final Revised 2 Aug 2022
Accepted 3 Aug 2022
Published Online 17 Oct 2022

Cite this article as: 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]

© The author(s)
Owned: Golestan University of Medical Sciences **Publisher:** Deputy of Research and Technology

مجله دانشگاه علوم پزشکی گرگان

تابستان ۱۴۰۱ / دوره ۲۴ / شماره ۲ (پی در پی ۸۲)

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 ساده و سنسوردار توراکولومبوساکرال بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب در مردان مبتلا به کایفوز در هنگام دویدن

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

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

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

چکیده

زمینه و هدف: *استفاده از بریس کمری بر روی کینماتیک و کینتیک اثرگذار است. این مطالعه به منظور تعیین اثر دو نوع بریس ساده و سنسوردار توراکولومبوساکرال بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب در مردان مبتلا به کایفوز در هنگام دویدن انجام شد.*

روش بررسی: *این مطالعه شبه تجربی روی ۱۵ مرد مبتلا به کایفوز انجام شد. آزمودنی‌ها تکلیف دویدن را در سه شرایط بدون بریس، بریس ساده و بریس دارای سنسور انجام دادند. یک سیستم الکترومایوگرافی ۸ کاناله بیسیم برای ثبت فعالیت عضلات ناحیه کمر و اندام تحتانی طی دویدن استفاده شد.*

یافته‌ها: *در فازهای پاسخ بارگیری، میانه اتکا و نوسان تفاوت آماری معنی‌داری بین شرایط مختلف وجود نداشت؛ ولی در فاز هل دادن میانه فرکانس عضله دوقلو در حالت استفاده از بریس ساده نسبت به حالت بدون بریس بزرگتر بود (P<۰/۰۵). همچنین میانه فرکانس عضله نیمه وتری در حالت استفاده از بریس سنسوردار نسبت به حالت بریس ساده به طور معنی‌داری بالاتر بودند (P<۰/۰۵).*

نتیجه‌گیری: *به طور کلی استفاده از بریس و به ویژه بریس سنسوردار، سبب بهبود فعالیت عضلات در مردان مبتلا به کایفوز می‌شود.*

واژه‌های کلیدی: *کایفوز ، توراکولومبار ، بریس ، الکترومایوگرافی ، دویدن*

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

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

وصول ۱۳۹۹/۸/۷ اصلاح نهایی ۱۴۰۱/۵/۱۱ پذیرش ۱۴۰۱/۵/۱۲ انتشار ۱۴۰۱/۷/۲۵

مقدمه

ناحیه سینه‌ای ستون فقرات می‌تواند منشأ بروز درد و اختلال در طول زندگی بسیاری از افراد باشد.[۱و۲] علت کلی و اصلی بروز این ناهنجاری‌ها را می‌توان به اختلالات ژنتیکی و مادرزادی، بیماری‌ها، صدمات ستون فقرات، فقر حرکتی، عدم تحرک و عادات نامناسب در ایستادن، نشستن، حمل اشیای سنگین و همچنین به تیپ‌بدنی، وضعیت ظاهری، سن و زندگی ماشینی اشاره کرد.[۳] یکی از ناهنجاری‌های شایع در ستون فقرات، کایفوز است که در بین افراد جامعه شیوع زیادی دارد. زاویه کایفوز پشتی با افزایش سن به ویژه در جامعه زنان افزایش می‌یابد. این افزایش قوس پشتی به دلیل فشرده شدن دیسک بین مهره‌ای است که در کل با درد همراه است.[۴] میزان طبیعی کایفوز ۴۰-۲۰ درجه است که اگر از ۴۰ درجه بیشتر شود؛ تغییر شکل محسوب می‌شود.[۱] کایفوز را از نظر اصلاحی می‌توان به دو نوع عملکردی و ساختمانی تقسیم کرد. نوع عملکردی کایفوز با حرکات اصلاحی و بریس‌های مختلف قابل اصلاح هستند و نوع ساختمانی با توجه به میزان درجه کایفوز برای اصلاح نیاز به جراحی دارند.[۵] شیوع این ناهنجاری در کودکان ۱۱ ساله ۱۵/۳ درصد،[۶] در افراد ۲۰ تا ۵۰ سال ۳۸ درصد[۷] و در افراد ۲۰ تا ۶۴ سال ۳۵ درصد[۸] گزارش شده است.

درمان اصلی این ناهنجاری در صورت تشدید عارضه از طریق استفاده از ارتوزها و تمرینات درمانی است که این امر سبب شده تا بریس‌های متفاوتی طراحی شوند و از آن به عنوان بهترین راه درمان نام می‌برند.[۹] پوشیدن هر کدام از ارتوزهای اصلاحی، مشکلات و فوایدی را به همراه دارد که می‌توان به تغییر در زاویه انحراف، درد، تغییر در حجم تنفسی، اختلالات گوارشی، جراحت پوستی، مشکلات روانی و تغییر در فعالیت عضلات درگیر اشاره کرد.[۱۰]

مطالعات قبلی اثر ارتوز میلواکی را در اصلاح و بهبود ناهنجاری‌ها مثبت گزارش کرده‌اند.[۱۱و۱۲] به طوری که Weiss و همکاران به بررسی اصلاح اولیه بریس در سه گروه کنترل، گروه استفاده مداوم از بریس و گروه استفاده از تمرینات اصلاحی و استفاده از بریس در

بین ۵۶ نوجوان مبتلا به هایپرکایفوز توراسیک پرداختند. میانگین اصلاح اولیه گروه استفاده از بریس توسط این ارتوز به بیش از ۱۵ درجه رسید. بین اصلاح اولیه بریس و اصلاح انحراف در پایان دوره درمان ارتباط مستقیمی وجود دارد. از آنجایی که این ارتوز فقط برای کایفوز توراسیک مؤثر است؛ لذا در همین مطالعه اثر این ارتوز روی ناحیه توراکولومبار نیز بررسی شد و نتیجه اصلاح توراکولومبار قابل مقایسه با ناحیه توراسیک نبود. طرح ارتوزی که برای کایفوز ناحیه توارکولومبار و لومبار داده شد؛ ارتوزی به نام فیزیولوژیک بود که باعث کاهش یافتن کایفوز لومبار و افزایش لوردوزکمری می‌شود.[۱۳] مطالعه Howard و همکاران روی ۱۰۷ نوجوان مبتلا به اسکولیوز ایدیوپاتیک انجام شد و در آن به مقایسه ارتوزهای توراکولومبار، چارلستون و میلواکی پرداختند. ارتوزهای توراکولومبار در جلوگیری از پیشرفت انحراف مؤثرتر بودند.[۱۴] اثر مثبت اصلاحی ارتوزهای توراکولومبار در مقایسه با ارتوز میلواکی در مطالعه Udén و همکاران[۱۵] به روشنی آشکار شده است. همچنین Howard و همکاران طی مقایسه دو ارتوز توراکولومبار و میلواکی دریافتند که ارتوزهای تورکولومبار نتایج اصلاحی بهتری را نشان می‌دهند.[۱۴] از آنجا که قسمت‌های مختلف ستون فقرات به وسیله سیستم مهره‌ای به یکدیگر متصلند؛ بروز تغییر در یک ناحیه ممکن است در قالب واکنشی زنجیره‌ای نواحی دیگر را تحت تأثیر قرار دهد و افزایش کایفوز با افزایش سر به جلو همراه باشد.[۱۶] از طرف دیگر تغییر راستای سر باعث تغییر راستا، زاویه اثر و طول عضلات می‌شود.[۲] تغییر در طول عضله فعالیت عضله را تحت تاثیر قرار می‌دهد.[۱۷]

مطالعات در باره بررسی اثرات بریس‌ها بر روی راه رفتن و دویدن محدود است. به طوری که علیزاده و همکاران بیان کردند استفاده از بریس سبب کاهش چشمگیر چرخش لگن و دامنه حرکتی ابداکشن و اداکشن مفصل می‌شود. محدود شدن حرکات ستون فقرات در افراد نیازمند به استفاده از بریس اصلاحی، به مراتب اثر بیشتری بر الگوی راه رفتن و تعادل آنها در مقایسه با افراد سالم خواهد داشت.[۳] Bartynski و همکاران در بررسی تاثیر ارتز میلواکی بر تعادل افراد مبتلا به هایپرکایفوز به این نتیجه رسیدند که بریس در بهبود تعادل پویای این افراد نقش داشته است.[۴] با وجود این، تاکنون اثر بریس‌های مختلف بر میزان فعالیت عضلات اندام تحتانی و راست کننده ستون فقرات تاکنون مورد بررسی قرار نگرفته است. این مطالعه به منظور تعیین اثر دو نوع بریس ساده و سنسوردار توراکولومبوساکرال بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب در مردان مبتلا به کایفوز در هنگام دویدن انجام شد.

روش بررسی

این مطالعه شبه تجربی روی ۱۵ مرد مبتلا به کایفوز به روش نمونه‌گیری در دسترس در دانشگاه محقق اردبیلی طی تابستان ۱۳۹۹ انجام شد.

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

با استفاده از نرم‌افزار G*Power حجم نمونه حداقلی ۱۵ نفر برآورد شد تا اندازه اثر۰/۸۰ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ حاصل شود.[۱۸]

معیارهای ورود به مطالعه داشتن ناهنجاری کایفوز و داشتن آمادگی جسمانی بودند. معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل ابتلا به بیماری کرونا، نقص عضو و عدم توانایی دویدن بودند. با توجه به زمان انجام مطالعه که همزمان با شیوع بیماری کرونا بود؛ تمام آزمودنی‌ها در بدو ورود توسط مسؤول آزمایشگاه تب‌سنجی شدند و در تمامی مراحل آزمایش از ماسک استفاده نمودند.

ویژگی‌های دموگرافیک شامل طول قد، وزن و سن آزمودنی‌ها ثبت شد. زاویه کایفوز مطابق با شاخص خط کش منعطف ساخت کشور تایوان تعیین شد که دقت این وسیله یک دهم درجه و ضریب پایایی آن ۹۷ درصد است.[۱۹] فرمول محاسبه زاویه کایفوز برابر با Arc Tan= 2h/L بود.[۲۰]

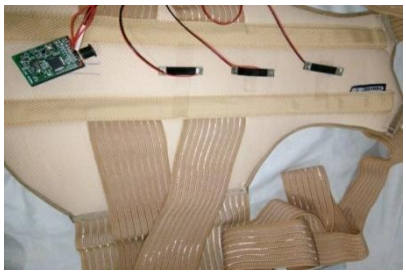
برای ثبت فعالیت الکترومایوگرافی از یک سیستم الکترومایوگرافی قابل حمل (BIO SYSTEM, UK) با ۸ جفت الکترود سطحی دوقطبی (شکل دایره‌ای با فاصله مرکز تا مرکز ۲۵ میلی‌متر، دارای مقاومت ورودی ۱۰۰ میلی اهم و نسبت رد سیگنال مشترک بزرگتر از ۱۱۰ دسی‌بل) استفاده شد. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ساقی قدامی، دوقلو، دو سررانی، پهن خارجی، پهن داخلی، نیمه وتری، سرینی میانی و راست‌کننده ستون فقرات (بخش مهره سوم کمری) در طرف راست بدن با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز ثبت شد. برای حذف نویزهای ناشی از برق شهری از فیلتر ناچ ۵۰ هرتز استفاده شد. ابتدا سطح پوست روی عضلات منتخب تراشیده شد. سپس با اتانول ۷۰ سطح پوست تمیز گردید و 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 عضلات ساقی قدامی، دوقلو، دوسر رانی و سرینی میانی طبق پروتکل سنیام (Surface Electromyography Non-invasive Assessment of Muscles) مشخص گردید.[۲۱] الکترودهای عضله راست کننده ستون فقرات به صورت

عمودی بر روی پوست در ۳ سانتی‌متری خارجی ستون فقرات نصب شد.[۲۲]

همه شرکت‌کنندگان از بریس‌های یکسانی استفاده کردند و آزمون آنها شامل تکلیف دویدن بدون بریس، با بریس ساده و با بریس سنسوردار بود. در ابتدا هر آزمودنی فرآیند گرم کردن از جمله دویدن نرم را به مدت ۵ دقیقه انجام داد. فعالیت الکتریکی عضلات در چهار فاز پاسخ بارگیری (LR)، میانه اتکا (MS)، هل دادن (PO) و فاز نوسان (SW) ثبت و مورد تجزیه و تحلیل قرارگرفت. برای تحلیل میانه فرکانس از نرم‌افزار Biometrics Data LITE استفاده شد.

بریس: بریس محقق ساخته، یک بریس توراکولومبوساکرال اصلاحی و بی‌سیم جدید بود که ابتدا یک بریس نرم طراحی شد تا ناحیه سینه‌ای، کمری و خاجی را پوشش دهد (شکل یک). طراحی مثلثی آن باعث تعادل در توزیع فشار روی شانه می‌گردید.[۲۳]

شکل ۱ : بریس تراکولامبوساکرال ساده



شکل ۲ : نمایی از سنسور(بریس سنسوردار)

ساختار بریس از شش تسمه برای تنظیم، مدار الکترونیکی و دو فلز تثبیت کننده تشکیل شده بود. همچین مدار الکترونیکی این بریس دارای سنسور خمشی با روایی و پایایی بالاتر از ۰/۸۰ بود[۲۴] (شکل ۲).

نرم‌افزار کاربردی موبایل (برنامه تلفن همراه) قادر است در صورت وجود زاویه بیش از زاویه از پیش تعریف شده توسط سنسور لرزش، زاویه خمش را به بیمار اطلاع دهد (شکل ۳) و کاربر بایستی مدار الکترونیکی و بلوتوث موبایل را روشن کند تا با نرم‌افزار ارتباط برقرار شود. سپس داده‌های سنسور خمشی برنامه تلفن همراه میزان خمش را روی تلفن همراه نشان داد. بیمار یا فیزیوتراپیست بیشترین زاویه خم شدن را باتوجه به پروتکل درمانی در قسمت حداکثر (MAX) و حداقل خم‌شدن کمر را در قسمت حداقل (MIN) وارد نمود. داده بیشتر یا کمتر از اعداد ثبت شده،سبب فعال شدنسیستم ویبره شده تا بیمار به پوزیشن تعریف شده برگردد (شکل ۴).

شکل ۳ : نمای نرم افزاربا ثبت کمترین و بیشترین خمش

شکل ۴ : محل قرارگیری الکترود ها و نوع پوشش بریس کمری در دو نمای قدامی و خلفی

داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS-16 تجزیه و تحلیل شدند. نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیروویلک مورد تأیید قرار گرفت. برای تحلیل آماری از آزمون آنالیز واریانس یک‌طرفه همراه با آزمون تعقیبی بن فرونی و در گروه‌های معنی‌دار از آزمون تی زوجی برای بررسی تفاوت بین گروهی استفاده شد. سطح معنی‌داری آزمون‌ها کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شدند.

یافته‌ها

میانگین سنی، قد، وزن و میزان انحنا کایفوز به ترتیب ۲۳/۸±۳/۹ سال، ۱۷۸/۰±۷/۰ سانتی‌متر، ۷۸/۲۰±۱۲/۲۱ کیلوگرم و ۴۴/۱±۳/۱ درجه بودند. نتایج به دست آمده از فاز پاسخ بارگیری و فاز میانه اتکا در حالت‌های مختلف با و بدون بریس نشان داد که تفاوت معنی‌داری در میانه فرکانس عضلانی وجود ندارد (جدول یک). نتایج به‌دست آمده از فازهای مختلف دویدن نشان داد که در فاز هل دادن میانه فرکانس عضله دوقلو (P<۰/۰۳۹) و نیمه وتری

جدول ۱ : میانه فرکانس فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب طی فاز پاسخ بارگیری، فاز میانه اتکا، فاز هل دادن و فاز نوسان گروه‌های مورد مطالعه

متغیرها	عضلات	گروه بدون بریس میانگین و انحراف معیار	گروه بریس ساده میانگین و انحراف معیار	گروه بریس سنسوردار میانگین و انحراف معیار	P-value
فاز پاسخ بارگیری	ساقی قدامی	۹۱/۳±۲۱/۷	۹۱/۱۳±۲۶/۵	۸۱/۴۸±۲۵/۵	۰/۵۳۶
	دوقلو	۱۰۲/۱±۵۷/۲	۱۱۲/۱±۳۶/۸	۹۴/۰±۴۸/۶	۰/۷۵۶
	پهن خارجی	۸۲/۶±۳۲/۳	۷۶/۳±۲۸/۰	۶۷/۳±۲۳/۵	۰/۳۲۹
	پهن داخلی	۸۰/۰±۳۶/۷	۹۰/۹±۳۴/۳	۹۲/۰±۴۳/۳	۰/۶۸۹
	دو سر رانی	۷۴/۸±۲۶/۷	۹۴/۲±۴۱/۹	۸۴/۰±۴۵/۶	۰/۸۰۴
	نیمه وتری	۱۰۷/۷±۴۸/۸	۱۲۰/۵±۴۷/۲	۹۵/۰±۴۴/۹۶	۰/۷۲۶
	سرینی میانی	۱۰۰/۷±۴۴/۵	۱۱۴/۸±۳۵/۱	۹۲/۶±۴۰/۷	۰/۸۵۳
	بازکننده ستون فقرات	۷۵/۴±۳/۰	۸۴/۲±۵۱/۵	۵۶/۷±۲۶/۲	۰/۴۲۹
فاز میانه اتکا	ساقی قدامی	۱۰۶/۵±۳۷/۰	۹۲/۲±۱۸/۸	۱۱۱/۰±۴۷/۶	۰/۵۶۹
	دوقلو	۸۹/۷±۱۶/۸	۹۲/۳±۳۱/۵	۱۰۸/۰±۵۲/۵	۰/۸۲۶
	پهن خارجی	۷۲/۶±۳۳/۶	۶۳/۷±۲۳/۶	۸۴/۰±۴۳/۱	۰/۶۹۸
	پهن داخلی	۶۴/۲±۱۹/۰	۸۰/۵±۲۰/۹	۸۵/۲±۴۲/۶	۰/۳۱۸
	دو سر رانی	۷۳/۵±۲۵/۴	۸۴/۲±۲۶/۴	۱۴۹/۰±۲۷۴/۷	۰/۸۲۹
	نیمه وتری	۶۶/۸±۲۱/۶	۸۶/۹±۳۹/۳	۷۷/۳±۴۲/۸	۰/۲۸۲
	سرینی میانی	۷۷/۸±۳۰/۱	۹۸/۶±۴۵/۴۲	۹۲/۶±۲۹/۲	۰/۳۲۶
	باز کننده ستون فقرات	۵۹/۶±۱۸/۱	۶۹/۶±۳۰/۱	۶۹/۸±۳۸/۲	۰/۶۳۱
فاز هل دادن	ساقی قدامی	۱۰۲/۲±۳۴/۶	۹۲/۰±۲۰/۸	۸۸/۶±۱۶/۸	۰/۲۹۸
	دوقلو	۷۳/۲±۲۰/۹	۹۰/۱۳±۱۹/۰	۸۷/۲±۳۲/۲	۰/۰۳۹ *
	پهن خارجی	۶۲/۵±۱۳/۳	۶۰/۵±۱۱/۹	۷۵/۶±۲۵/۵	۰/۱۴۸
	پهن داخلی	۷۸/۴±۱۹/۸	۶۶±۲۵/۵	۶۸/۹±۲۴/۵	۰/۶۲۹
	دو سر رانی	۷۵/۶±۲۴/۱	۷۸/۷±۳۰/۲	۷۷/۲±۳۶/۵	۰/۷۵۶
	نیمه وتری	۵۸/۲±۱۷/۶	۸۰/۳±۳۴/۹	۸۵/۲±۴۳/۴	۰/۰۲۶ *
	سرینی میانی	۸۲/۳±۳۳/۸	۸۲/۱±۱۸/۴	۶۶/۶±۳۰/۷	۰/۳۱۹
	باز کننده ستون فقرات	۶۲/۰±۱۹/۴	۷۱/۰±۴۰/۶	۶۸/۷±۳۲/۷	۰/۸۶۹
فاز نوسان	ساقی قدامی	۱۷۶/۶±۲۳۸/۷	۱۳۰/۵±۴۱/۳	۱۱۸/۰±۵۵/۲	۰/۵۰۸
	دوقلو	۱۲۶/۴±۴۵/۷	۱۴۶/۴±۵۰/۷	۱۱۴/۴±۴۱/۹	۰/۷۵۹
	پهن خارجی	۱۰۱/۰±۳۵/۲	۱۳۶/۹±۶۶/۸	۱۲۹/۵±۶۰/۴	۰/۱۵۴
	پهن داخلی	۱۰۵/۵±۴۴/۶	۱۶۸/۹±۸۵/۷	۱۴۴/۲±۸۵/۴	۰/۱۵۳
	دو سر رانی	۱۱۲/۶±۴۴/۲	۱۳۶/۷±۴۶/۸	۱۲۳/۵±۵۰/۰	۰/۹۲۰
	نیمه وتری	۱۱۸/۸±۵۶/۳	۱۳۶/۶±۴۶/۶	۱۱۲/۴±۴۶/۹	۰/۶۶۶
	سرینی میانی	۹۸/۰±۳۱/۰	۱۵۰/۰±۸۲/۰۹	۱۱۰/۱±۴۱/۱	۰/۱۳۵
	باز کننده ستون فقرات	۱۰۴/۵±۴۰/۷	۱۱۷/۴±۵۱/۴	۹۹/۶±۴۶/۹	۰/۷۳۱

آزمون آنالیز واریانس یک طرفه ، سطح معنی‌داری P≤۰/۰۵

(P<۰/۰۳۹) تفاوت معنی‌داری دارند. در مقایسه دو گروه نتایج نشان داد عضله دوقلو در حالت استفاده از بریس ساده نسبت به حالت بدون بریس (P<۰/۰۲۱) و میانه فرکانس عضله نیمه‌وتری در حالت استفاده از بریس سنسور دار نسبت به حالت بریس ساده (P<۰/۰۴۵) به‌طور معنی‌داری بالاتر بودند (جدول یک). نتایج به دست آمده از فاز نوسان در حالت‌های مختلف با و بدون بریس تفاوت آماری معنی‌داری در میانه فرکانس عضلانی نشان نداد (جدول یک). مدت زمان فاز اتکا در سه حالت بدون بریس، بریس ساده و بریس سنسوردار به ترتیب ۲۷۷/۷±۲۵/۷، ۲۸۲/۶±۱۸/۴ و ۲۸۴/۳±۳۸۱/۹ تعیین شد که از نظر آماری تفاوت معنی‌داری یافت نشد.

بحث

با توجه به نتایج مطالعه حاضر، فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوقلو ۲۳/۱۲ درصد در حالت مقایسه بدون استفاده از بریس با بریس ساده و عضله نیمه‌وتری ۴۶/۳۹ درصد طی استفاده از بریس سنسوردار نسبت به بدون استفاده از بریس در فاز هل دادن افزایش نشان داد. در مطالعه Morris و همکاران گزارش شد که بریس اثر معنی‌داری بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات شکمی و کمری در حین راه رفتن ندارد[۲۵] که این مورد در ارتباط با برخی از عضلات، با نتایج مطالعه حاضر همسو است. از طرف دیگر Nachemson و همکاران[۲۶] دریافتند که فشار عضلات شکمی در بعضی از موارد افزایش یافته و در برخی دیگر طی یک سری تمرینات حرکتی و تقویت عضله کاهش یافته و فعالیت الکترومیوگرافی در برخی از عضلات در برخی از تمرینات با مهاربندی ۳۳درصد افزایش یافته است. Cholewicki و همکاران[۲۷] تخمین زدند که فعالیت عضله تنه می‌تواند در هنگام انجام کارهای مختلف، بدون از دست دادن ثبات ستون فقرات، در هنگام پوشیدن یک ارتز، بین یک تا ۱۴ درصد حداکثر انقباض بیشینه ارادی را کاهش دهد. در یک مدل بیومکانیکی دقیق، سختی ستون فقرات با مقدار معادل سفتی ارایه

شده توسط ارتز افزایش یافته است.[۵] این افزایش سفتی منجر به شاخص پایداری ستون فقرات بالاتر شد. در مرحله بعد نیروهای عضله تنه که از فعالیت الکترومایوگرافی تخمین زده می‌شوند؛ به طور یکنواخت کاهش می‌یابد تا جایی که شاخص پایداری ستون فقرات به مقدار اصلی خود برسد؛ اما در مطالعه حاضر فعالیت عضله بازکننده ستون فقرات طی استفاده و عدم استفاده از بریس تفاوت آماری معنی‌داری نشان نداد. تفاوت در نتایج می‌تواند به این دلیل باشد که ما در مطالعه خود به بررسی سفتی و سختی تنه در پی استفاده از بریس نپرداختیم و از طرف دیگر عضلات مورد مطالعه ما بیشتر عضلات اندام تحتانی بود. با این حال van Poppel و همکاران اذعان کردند که هیچ مدرکی وجود ندارد که نشان دهد بریس کمری باعث کاهش فعالیت الکترومیوگرافی عضلات بازکننده ستون فقرات شده است.[۲۸] Odermatt و همکاران در مطالعه خود نشان دادند که در هر دو عضله باز کننده ستون فقرات، هیچیک از ارتزهای مورد استفاده به طور مداوم در کاهش فعالیت الکترومیوگرافی موثر نبودند.[۲۹] در مطالعه دیگر نیز Mahaudens و همکاران نتایج مشابهی را در گروه افراد سالم در حین استفاده از بریس در حین راه رفتن گزارش کردند.[۳۰] علاوه بر این Jorgensen و Marras نشان دادند که پوشیدن کمربند شکمی بر داده‌های الکترومیوگرافی ضبط شده از الکترودهای قرار گرفته در زیر کمربند اثر ندارد.[۳۱] Mahaudens و همکاران گزارش کردند زمان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات لگن در هنگام استفاده از بریس و بدون بریس تفاوتی ندارد. بریس نه بر مصرف انرژی و نه بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات لگن تأثیر ندارد. با این حال، هرگونه کاهش بار در ساختار تنه که با استفاده از ارتز ایجاد می‌شود؛ نیروهای انقباض عضلانی مورد نیاز برای انجام یک کار را کاهش می‌دهد. این نتیجه باید با کاهش در فعالیت‌های اندازه‌گیری شده میوالکتریکی بیشتر اثبات شود. آنها نشان دادند که فعالیت عضلانی تنه با مهاربندهای بسیار کوتاه مدت کاهش نیافته است.[۳۲] از طرف دیگر Cholewicki کاهش قابل توجهی در فعالیت عضلات پشت به دلیل استفاده از ارتز لامبوساکرال در طی یک کار نشستن ناپایدار ثبت کرد.[۳۳] به طور کلی برخی محققین بر این باورند که تا به امروز، هیچ مدرک قانع کننده‌ای وجود ندارد که نشان دهد ارتز کمر باعث کاهش نیروی فشاری بر روی ستون فقرات، کمک به عضلات کمر یا حمایت از پشت می‌شود. در صورت وجود چنین اثراتی، کاهش فعالیت عضلات پشت بایستی مشاهده شود؛ ولی هیچگونه تفاوتی در الکترومیوگرام عضلات تنه یا نیروی فشرده‌سازی ستون فقرات وجود ندارد.[۲۸]

در حال حاضر هیچ اتفاق نظری روی استفاده از یک بریس معین برای یک بیماری خاص وجود ندارد.[۳۴و۳۵] بنابراین پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده از بریس‌های متفاوت استفاده گردد. همچنین برای بررسی دقیق‌تر اثرات بریس تراکولامبوساکرال پیشنهاد می‌شود که مطالعات در سطح گسترده و مدت زمان طولانی‌تری انجام شود. اثربخشی بریس‌ها بحث برانگیز است و نیاز به مطالعه بیشتر دارد.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که فعالیت الکترومایوگرافی عضلات طی دویدن در هنگام استفاده و عدم استفاده از بریس‌ها تفاوت آماری معنی‌داری داشت. استفاده از بریس و به ویژه بریس سنسوردار به طور کلی بهبود در فعالیت عضلات را نشان داد.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان نامه آقای میلاد پیران حمل آبادی برای اخذ درجه کارشناسی ارشد در رشته بیومکانیک ورزشی (شماره ایرانداک ۲۸۲۱۸۸۴) از دانشگاه محقق اردبیلی بود. از تمامی داوطلبان شرکت‌کننده در مطالعه صمیمانه سپاسگزاریم. نویسندگان هیچگونه تعارض منافعی در پژوهش ندارند.

References

1. Harris C, Straker L. Survey of physical ergonomics issues associated with school childrens' use of laptop computers. International Journal of Industrial Ergonomics. 2000; 26(3): 337-46. DOI: 10.1016/S0169-8141(00)00009-3
2. Miyakoshi N, Itoi E, Kobayashi M, Kodama H. Impact of postural deformities and spinal mobility on quality of life in postmenopausal osteoporosis. Osteoporos Int. 2003 Dec; 14(12): 1007-12. DOI: 10.1007/s00198-003-1510-4
3. Alizadeh M, Gharakhanloo R, Daneshmandi H. [Corrective and therapeutic exercise]. Tehran: Allameh Tabatabaei Publications. 2004; pp: 44-53 [Persian]
4. 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.
5. Yasuoka S, Peterson HA, MacCarty CS. Incidence of spinal column deformity after multilevel laminectomy in children and adults. J Neurosurg. 1982 Oct; 57(4): 441-45. DOI: 10.3171/jns.1982.57.4.0441
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. Tribus CB. Scheuermann's kyphosis in adolescents and adults: diagnosis and management. J Am Acad Orthop Surg. 1998 Jan-Feb; 6(1): 36-43. DOI: 10.5435/00124635-199801000-00004

10. Philippe M. Scoliose idiopathique: kinésithérapie sous orthese et complication. Reson Eur Rachis. 2005; 13(41): 1692-93.

11. Bradford DS, Moe JH, Montalvo FJ, Winter RB. Scheuermann's kyphosis and roundback deformity. Results of Milwaukee brace treatment. J Bone Joint Surg Am. 1974 Jun; 56(4): 740-58.

12. Climent JM, Sánchez J. Impact of the type of brace on the quality of life of Adolescents with Spine Deformities. Spine (Phila Pa 1976). 1999 Sep; 24(18): 1903-8. DOI: 10.1097/00007632-199909150-00007

13. Weiss HR, Turnbull D, Bohr S. Brace treatment for patients with Scheuermann's disease - a review of the literature and first experiences with a new brace design. Scoliosis. 2009 Sep; 4: 22. DOI: 10.1186/1748-7161-4-22

14. Howard A, Wright JG, Hedden D. A comparative study of TLSO, Charleston, and Milwaukee braces for idiopathic scoliosis. Spine (Phila Pa 1976). 1998 Nov; 23(22): 2404-11. DOI: 10.1097/00007632-199811150-00009

15. Udén A, Willner S, Pettersson H. Initial correction with the Boston Thoracic Brace. Acta Orthop Scand. 1982 Dec; 53(6): 907-11. DOI: 10.3109/17453678208992847

16. Dutton M. Dutton's Orthopaedic Examination, Evaluation, and Intervention: Vertebral Column. Chap 22. 3rd ed. McGraw-Hill Education. 2012.

17. Mohamed O, Perry J, Hislop H. Relationship between wire EMG activity, muscle length, and torque of the hamstrings. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2002 Oct; 17(8): 569-79. DOI: 10.1016/s0268-0033(02)00070-0

18. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behav Res Methods. 2007 May; 39(2): 175-91. DOI: 10.3758/bf03193146

19. Daneshmandi H, Sardar M, Taghizadeh M. [The effect of exercises program on lumbar lordosis]. 2005. Research on Sport Science. 2005; 3(8): 91-103. [Article in Persian]

20. Page P, Frank CC, Lardner R. Assessment and Treatment of Muscle Imbalance: The Janda Approach. 1st ed. Champaign: Human Kinetics. 2009; pp: 62-71.

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

22. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. J Biomech. 2016 Jun; 49(9): 1705-10. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.056

23. Piran Haml Abadi M, Jafarnezhadgero A, 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.

24. Wenger DR, Frick SL. Scheuermann kyphosis. Spine (Phila Pa 1976). 1999 Dec; 24(24): 2630-39. DOI: 10.1097/00007632-199912150-00010

25. Morris ME, McGinley J, Huxham F, Collier J, Iansek R. Constraints on the kinetic, kinematic and spatiotemporal parameters of gait in Parkinson's disease. Human Movement Science. 1999 Jun; 18(2-3): 461-83. DOI: 10.1016/S0167-9457(99)00020-2

26. Nachemson A, Schultz A, Andersson G. Mechanical effectiveness studies of lumbar spine orthoses. Scand J Rehabil Med Suppl. 1983; 9: 139-49.

27. Cholewicki J, Lee AS, Peter Reeves N, Morrisette DC. Comparison of trunk stiffness provided by different design characteristics of lumbosacral orthoses. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2010 Feb; 25(2): 110-14. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2009.10.010

28. van Poppel MN, de Looze MP, Koes BW, Smid T, Bouter LM. Mechanisms of action of lumbar supports: a systematic review. Spine (Phila Pa 1976). 2000 Aug; 25(16): 2103-13. DOI: 10.1097/00007632-200008150-00016

29. Odermatt D, Mathieu PA, Beauséjour M, Labelle H, Aubin CE. Electromyography of scoliotic patients treated with a brace. J Orthop Res. 2003 Sep; 21(5): 931-36. DOI: 10.1016/S0736-0266(03)00038-X

30. Mahaudens P, Banse X, Detrembleur C. Effects of short-term brace wearing on the pendulum-like mechanism of walking in healthy subjects. Gait Posture. 2008 Nov; 28(4): 703-7. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.04.009

31. Jorgensen M, Marras W. The effect of lumbar back support tension on trunk muscle activity. Clinical Biomechanics. 2000 May; 15(4): 292-94. DOI: 10.1016/S0268-0033(99)00067-4

32. Mahaudens P, Banse X, Mousny M, Raison M, Detrembleur C. Very short-term effect of brace wearing on gait in adolescent idiopathic scoliosis girls. Eur Spine J. 2013 Nov; 22(11): 2399-406. DOI: 10.1007/s00586-013-2837-y

33. 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 Apr; 36(4): 225-31. DOI: 10.2519/jospt.2006.36.4.225

34. Bailey CS, Urquhart JC, Dvorak MF, Nadeau M, Boyd MC, Thomas KC, et al. Orthosis versus no orthosis for the treatment of thoracolumbar burst fractures without neurologic injury: a multicenter prospective randomized equivalence trial. Spine J. 2014 Nov; 14(11): 2557-64. DOI: 10.1016/j.spinee.2013.10.017

35. Khor CC, Do T, Jia H, Nakano M, George R, Abu-Amero K, et al. Genome-wide association study identifies five new susceptibility loci for primary angle closure glaucoma. Nat Genet. 2016 May; 48(5): 556-62. DOI: 10.1038/ng.3540