Journal of Gorgan University of Medical Sciences

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

2022 / Vol 24 / No 3

OPEN ACCESS

Original Paper

Effects of Two Types of Simple and Sensor Thoracolumbosacral Braces on Ground Reaction Force Components during Walking in Males with Kyphosis

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

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

Abstract

Background and Objective: One of the ways to correct kyphosis is to use braces. This study was done to determine the effects of two types of simple and sensor thoracolumbosacral braces on ground reaction force components during walking in males with kyphosis.

Methods: In this quasi-experimental study, 15 males with kyphosis did three walking trials on the force platform without a brace, with a simple brace and with a sensor brace. Ground reaction force data were collected using Bertec force plates.

Results: There was no difference in peal forces, free moment and loading rate values during walking with and without braces.

Conclusion: Using a brace does not affect walking kinetics in males with kyphosis.

Keywords: Kyphosis, Thoracolumbar, Brace, Walking

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

Received 12 Dec 2020
Final Revised 23 May 2022
Accepted 31 May 2022
Published Online 26 Dec 2022

Cite this article as: Piran Hamlabadi M, Jafarnezhadgero AA. [Effects of Two Types of Simple and Sensor Thoracolumbosacral Braces on Ground Reaction Force Components during Walking in Males with Kyphosis]. J Gorgan Univ Med Sci. 2022; 24(3): 59-64. [Article in Persian]

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

مجله دانشگاه علوم پزشکی گرگان

پاییز ۱۴۰۱ / دوره ۲۴ / شماره ۳ (پی در پی ۸۳)

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 مؤلفه‌های نیروی واکنش زمین در مردان مبتلا به کایفوز هنگام راه رفتن

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

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

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

چکیده

زمینه و هدف: *یکی از راه‌های اصلاح ناهنجاری کایفوز استفاده از بریس‌ها است. این مطالعه به منظور تعیین اثر دو نوع بریس ساده و سنسوردار توراکولومبوساکرال بر مؤلفه‌های نیروی واکنش زمین در مردان مبتلا به کایفوز هنگام راه رفتن انجام شد.*

روش بررسی: *در این مطالعه شبه تجربی ۱۵ مرد مبتلا به کایفوز سینه‌ای سه مرتبه تکلیف راه رفتن روی صفحه نیرو را در سه شرایط بدون بریس، بریس ساده و بریس دارای سنسور انجام دادند. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین از طریق دستگاه نیروسنج برتک جمع‌آوری شد.*

یافته‌ها: *بین شرایط با و بدون استفاده از بریس در مقدار نیروها، اوج نیروها، گشتاور آزاد و نرخ بارگذاری در هنگام راه‌رفتن تفاوت آماری معنی‌داری یافت نشد.*

نتیجه‌گیری: *تفاوتی در کینتیک راه‌رفتن در حالت‌های با و بدون بریس در مردان مبتلا به کایفوز وجود نداشت.*

واژه‌های کلیدی: *کایفوز ، توراکولومبار ، بریس ، راه رفتن*

* 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 ۳۱۵۰۵۶۴۹-۰۴۵

وصول ۱۳۹۹/۹/۲۲ اصلاح نهایی ۱۴۰۱/۳/۲ پذیرش ۱۴۰۱/۳/۱۰ انتشار ۱۴۰۱/۱۰/۵

مقدمه

ابتلا ناحیه سینه‌ای ستون فقرات به ناهنجاری‌های وضعیتی مانند کایفوز، لوردوز و اسکولیوز می‌تواند منشأ درد و اختلالات روانی و عملکردی در طول زندگی افراد مبتلا گردد.[۱] افزایش زاویه کایفوز پشتی به دلیل فشرده شدن دیسک بین مهره‌ای است که در کل با درد همراه است.[۲] میزان طبیعی کایفوز ۴۰-۲۰ درجه است و زاویه بیش از ۴۰ درجه تغییر شکل محسوب می‌شود. از نظر اصلاحی کایفوز را می‌توان به دو نوع عملکردی و ساختمانی تقسیم کرد. نوع عملکردی کایفوز با حرکات اصلاحی و بریس‌های مختلف قابل اصلاح است؛ ولی نوع ساختمانی با توجه به میزان درجه کایفوز برای اصلاح نیاز به جراحی دارند.[۳] ناهنجاری‌های کایفوز و لوردوز بیشتر در اثر عادت‌های وضعیتی نامناسب به وجود می‌آیند که مکانیسم احتمالی آن سفتی و کوتاهی عضلات سینه شامل سینه‌ای بزرگ و کوچک، دندانه‌ای قدامی و پشتی بزرگ هستند. همچنین برای برقراری تعادل، عضلات راست کننده ستون فقرات، ذوزنقه، متوازی الاضلاع ضعیف می‌شوند.[۴] تمرینات قدرتی و کششی می‌توانند از طریق هماهنگ کردن گروه‌های عضلانی موافق و مخالف میزان زاویه کایفوز را کاهش دهند.[۲] در مطالعه Hazebroek و همکاران[۵] شیوع ۱۵/۳ درصدی در کودکان ۱۱ ساله، در مطالعه Griegel-Morris و همکاران[۶] شیوع ۳۸ درصدی در افراد ۲۰ تا ۵۰ ساله و در مطالعه Cutler و همکاران[۷] شیوع ۳۵ درصدی در افراد ۲۰ تا ۶۴ ساله برای ناهنجاری کایفوز گزارش شده است. این ناهنجاری از طریق روش‌های مختلفی معالجه و اصلاح می‌شود. از جمله درمان‌ها استفاده از نوار چسب و ارتوزها و تمرینات درمانی است.[۷-۱۰] نکته قابل تامل آن است که با وجود پیشرفت‌های فناوری و علمی و همچنین به وجود آمدن زندگی ماشینی، شیوع کایفوز در ناحیه توراکولومبار ۷۹ درصد گزارش شده است که ۵۲ درصد افراد شدت انحنای بالاتر از متوسط تا شدید را دارا هستند.[۱۰] بنابراین به‌نظر می‌رسد تکیه بر تقویت عضلات و برنامه حرکات اصلاحی در کنار هم می‌توانند در تغییرات زاویه کایفوز و لوردوز نقش مهمی داشته باشند. با استفاده از ارتوز فرد به‌جای وادار شدن به حفظ پاسچر طبیعی ستون فقرات، امکاناتی فراهم می‌شود که فرد دارای این ناهنجاری پاسچر خود را به‌صورت فعال نگه دارد.[۱۱] از طرفی Cholewicki و همکاران تفاوتی در فعالیت الکترومایوگرافی

عضلات پشتی در هنگام استفاده از بریس‌های کمری مشاهده نکردند[۱۲] و اثرات بریس‌ها فقط به عنوان یک بازخورد ذهنی برای افراد استفاده کننده از بریس‌ها دانسته شده است که فقط جنبه روان‌شناختی دارد.[۱۳] این مطالعه به منظور تعیین اثر دو نوع بریس ساده و سنسوردار توراکولومبوساکرال بر مؤلفه‌های نیروی واکنش زمین در مردان مبتلا به کایفوز هنگام راه رفتن انجام شد.

روش بررسی

این مطالعه شبه تجربی روی ۱۵ مرد مبتلا به کایفوز سینه‌ای با دامنه سنی ۱۸ تا ۳۰ سال 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.

حجم نمونه حداقل با استفاده از نرم‌افزار G*Power ۱۵ نفر برآورد شد تا اندازه اثر ۰/۹۵ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ حاصل شود.[۱۴]

معیارهای ورود به مطالعه داشتن ناهنجاری کایفوز و توانایی شرکت در مطالعه بودند. معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل ابتلا به بیماری کرونا بود. با توجه به زمان انجام مطالعه که همزمان با شیوع بیماری کرونا بود؛ بدن آزمودنی طی هر بار استفاده از بریس‌ها با الکل ضد عفونی شد و برای هر یک از شرکت‌کنندگان کاور یکبار مصرف در نظر گرفته شد تا انتقال ویروس کرونا در صورت مخفی بودن از نظر دستگاه‌های تشخیصی، به حداقل برسد.

ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها شامل طول قد، وزن و سن مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. زاویه کایفوز مطابق با شاخص خط‌کش منعطف ساخت کشور تایوان تعیین شد. دقت این وسیله یک دهم درجه و ضریب پایایی آن ۹۷درصد است.[۱۵] فرمول محاسبه زاویه کایفوز برابر با Arc Tan= 2h/L بود.[۱۶]

داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین از طریق دستگاه نیروسنج برتک جمع‌آوری شد. آزمودنی‌ها سه بار بدون بریس و سه بار با بریس ساده و سه بار با بریس سنسوردار تکلیف راه رفتن را به صورت صحیح انجام دادند. برای تحلیل داده‌ها در سه شرایط، میانگین سه تکرار در هر شرایط محاسبه شد. ترتیب اجرای شرایط مختلف به صورت تصادفی انجام شد. قبل از اجرای راه رفتن با بریس سنسوردار از آزمودنی‌ها 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. با تخطی آزمودنی از درجه تعریف شده، ویبره سیستم فعال می‌شد تا فرد وضعیت خود را صاف کند. داده‌های نیرو با برش فرکانسی به ترتیب برابر ۲۲ هرتز هموار شدند. مرحله استقرار، زمانی است که پا کاملاً با زمین در تماس است و این بخش به دو قسمت تماس پاشنه و هل دادن پا از زمین تقسیم می‌شود.[۱۷]

نیروی واکنش زمین در محورهای عمودی (Z)، قدامی – خلفی (Y) و داخلی – خارجی (X) ثبت شد. محور Z در مؤلفه‌های نیروی واکنش زمین برای مرحله‌های تماس پاشنه پا (FZHC) و هل دادن (FZPO) گزارش شد. نیروی واکنش زمین در محور Y برای مرحله تماس پاشنه (FYPO و FYHC) و در محور X برای مرحله تماس پاشنه (FYPO و FYHC) نیز گزارش شد.

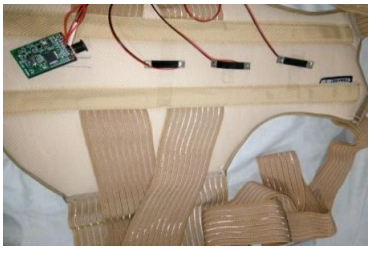
محاسبه گشتاور آزاد مطابق با مختصات نیروی واکنش گرا (Y) در جهت قدامی – خلفی، محور عمودی (Z) نیروی عمودی واکنش زمین و محور (X́) نیروهای داخلی – خارجی است. بنابراین، اوج مثبت گشتاور آزاد با چرخش خارجی پا مقابله می‌کند. بر عکس، اوج منفی گشتاور آزاد در برابر چرخش داخلی مقاومت می‌کند. محاسبه FM به اجزای نیرو (FX, FY, FZ) و گشتاورهای MX، MY، MZ و نیز موقعیت COP نیاز دارد که به صورت زیر محاسبه شد.[۱۸و۱۹]

$$COPX = \frac{MY + FX\,(Zoff)}{FZ} \qquad COPX = -\frac{MY + FX\,(Zoff)}{FZ}$$

از آنجایی که COPX و COPY موقعیت مرکز فشار در امتداد محور صفحات نیروی داخلی – خارجی و قدامی – خلفی هستند و Zoff در صفحه ورتیکال و مرکز واقعی صفحه نیرو آنجاست؛ بنابراین برای کنترل مقادیر خطاهای COP در ابتدا و پایان به علت تقسیم نیروهای عمودی واکنش زمین (FZ) محاسبه COP آغاز و پایان یافت. زمانی که مقدار FZ بالاتر از ۵ درصد از حداکثر مقدار ثبت شده در طول هر بار کوشش بود؛ FM با فرمول FM= MZ-FY (COPX) + FX (COPY) به‌دست آمد.[۱۹]

بریس: برای طراحی یک بریس توراکولومار اصلاحی و بیسیم جدید، یک بریس ساخته شد که ناحیه سینه‌ای، کمری و خاجی را پوشش دهد (شکل یک) که متداول‌ترین نوع بریس برای کایفوز و اسکولیوز است. این بریس دور قفسه سینه و کمر را در بر گرفته تا فشار را به سه نقطه از ستون فقرات وارد کند.[۲۰و۶]

شکل ۱ : بریس تراکولامبوساکرال ساده



شکل ۲ : نمایی از سنسور(بریس سنسوردار)

شکل ۳ : نمای نرم افزاربا ثبت کمترین و بیشترین خمش

مکانیسم بریس سنسوردار که صرفاً برای افراد دارای کایفوز است؛ باعث توزیع یکسان نیروی وارده به ستون فقرات می‌شود. ساختار این بریس شامل شش تسمه برای تنظیم، مدار الکترونیکی و دو فلز تثبیت کننده است. مدار الکترونیکی این بریس شامل سنسور خمشی و سنسور ویبره و مدار الکترویکی هماهنگ کننده بین سنسور خمش و سنسور ویبره است (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 خم و سیگنال را به بیمار اطلاع دهد (شکل ۳). روش کار این نرم‌افزار به صورتی است که کاربر بایستی مدار الکترونیکی و بلوتوث موبایل را روشن کند تا با نرم‌افزار ارتباط برقرار گردد. سپس داده‌های سنسور خمشی با زدن دکمه خواندن سنسور (read sensor) به عنوان زاویه اولیه کایفوز است که در قسمت مینیمم نرم‌افزار نوشته می‌شود. بعد از آزمودنی خواسته می‌شود تا قامت خود را صاف کند و دوباره دکمه خواندن سنسور زده می‌شود و به عنوان ماکزیمم در برنامه نوشته می‌شود. اگر در هنگام استفاده از این بریس آزمودنی قامت خود را از آن پاسچر تعریف شده تغییر دهد؛ سنسور ویبره در مدار شروع به ویبره نموده تا فرد دوباره به همان پاسچر برگردد.

داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS-16 تجزیه و تحلیل شدند. برای مقایسه مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین از آنالیز واریانس یک‌طرفه استفاده شد. به طوری که تنها یک گروه وجود داشت که در سه شرایط مختلف (بیش از دوبار) مورد مقایسه قرار گرفته بودند. نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون شاپیروولیک مورد تایید قرار گرفت. سطح معنی‌داری آزمون‌ها کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

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

در نیروهای عمودی، قدامی – خلفی و داخلی – خارجی و نقطه اوج آنها در حالت‌های با و بدون استفاده از بریس‌های ساده و سنسوردار تفاوت آماری معنی‌داری یافت نشد (جدول یک)

میزان گشتاورها در حالت‌های با و بدون استفاده از بریس‌های ساده و سنسوردار نیز تفاوت آماری معنی‌داری نشان نداد (جدول ۲).

بحث

با توجه به نتایج این مطالعه، تفاوتی در کینتیک راه‌رفتن در شرایط بدون بریس و با بریس ساده و سنسوردار وجود نداشت.

با توجه به مطالعه van Poppel و همکاران مدرک قانع کننده‌ای مبنی بر کاهش نیروی فشاری بر روی ستون فقرات در اثر استفاده از ارتوز کمری یافت نشد.[۲۱] در برخی مطالعات بیماران مبتلا به کمر درد زمان استفاده از ارتوز کمری درد کمتری را گزارش کرده‌اند[۲۲و۲۳] و مایلند علیرغم فقدان مدارک علمی در زمینه اثربخشی

جدول ۱ : میانگین نیروهای واکنش زمین در سه راستای عمودی، قدامی – خلفی و داخلی – خارجی و زمان رسیدن به اوج نیروها در حالات بدون بریس، بریس ساده و بریس سنسوردار

صفحه	بدون بریس میانگین و انحراف معیار	بریس ساده میانگین و انحراف معیار	بریس سنسوردار میانگین و انحراف معیار	P-value	مجذور اتا
Fz_{HC}	۱۴۷/۹۱±۸۵۰/۹۲	۱۴۵/۵۰±۸۶۶/۴۱	۱۶۳/۵۲±۸۲۱/۴۲	۰/۹۸۸	۰/۰۹۳
Fz_{PO}	۱۶۳/۳۵±۸۳۵/۵	۱۱۶/۲۴±۸۰۹/۹	۱۵۴/۲۷±۸۴۰	۰/۸۶۹	۰/۰۶۴
Fy_{HC}	۴۰/۹±۹۳/۷	۶۴/۲±۱۴۰/۹	۶۶/۵۱±۱۲۷/۲	۰/۱۲۸	۰/۳۶۱
Fy_{po}	۵۷/۷۸±۱۶۵/۹	۴۲/۱۳±۱۶۳/۴	۴۹/۴۸±۱۵۵/۸	۰/۹۷۱	۰/۰۵۳
FX_{HC}	۲۲/۳۶±۴۷/۶۴	۴۷/۹۳±۶۹/۲۸	۳۶/۶±۵۷/۹	۰/۳۹۴	۰/۲۶۴
FXpo	۱۳/۶۳±۴۲/۱۴	۱۱/۸±۴۴/۴۲	۱۱/۶۳±۴۲	۰/۶۱۹	۰/۰۶۶
TTP_{FxHC}	۲۸/۵۹±۱۱۹/۵۷	۳۱/۸±۱۳۶/۷۸	۴۰/۹۶±۱۲۲/۷۸	۰/۵۴۲	۰/۲۱۹
TTp_{FxPO}	۱۳۶/۹۱±۳۸۴/۷	۱۵۸/۴۲±۲۷۷/۹۲	۱۵۰/۱۵±۳۳۳/۶۴	۰/۴۷۸	۰/۳۵۶
TTP_{FyHC}	۳۶/۸۴±۱۱۹/۵	۳۹/۸۷±۱۱۸/۹۲	۱۷/۸۱±۱۱۹/۶۴	۰/۷۹۸	۰/۰۷۹
TTP_{FyPO}	۵۳/۲۸±۵۹۵/۵	۴۶/۴۴±۵۶۶/۸۵	۴۸/۲۴±۵۸۸/۹۲	۰/۷۱۴	۰/۲۴۸
TTP_{FzHC}	۳۶/۷۲±۱۶۰/۱۴	۳۳/۳±۱۳۶/۴۲	۳۲/۱۶±۱۵۰/۵	۰/۹۰۰	۰/۱۸۴
TTP_{FzPO}	۴۱/۳۲±۵۱۸/۴۱	۳۲/۷۱±۴۹۵/۷	۳۲/۳۸±۵۰۱/۵	۰/۵۶۹	۰/۱۷۵

جدول ۲ : میزان ضربه در دو راستای قدامی – خلفی و داخلی – خارجی و گشتاور آزاد در اوج منفی و مثبت در حالات بدون بریس، بریس ساده و بریس سنسوردار

گشتاور آزاد	بدون بریس میانگین و انحراف معیار	بریس ساده میانگین و انحراف معیار	بریس سنسوردار میانگین و انحراف معیار	P-value	مجذور اتا
اوج منفی	۱۱/۴۴±۸/۸۰	۱۳/۰۳±۱۱/۵	۱۱/۲۸±۹/۵۰	۰/۴۶۷	۰/۰۹۰
اوج مثبت	۳/۷۳±۷/۸۰	۳/۱۳±۳/۰۰	۳/۵۳±۰/۲۸	۰/۶۱۵	۰/۰۸۷

بریس‌ها، در زمان فعالیت بدنی از بریس استفاده کنند.[۱۳] Cholewicki و همکاران نیز فوایدی در پوشیدن ارتوز لامبوساکرال در افراد سالمند گزارش نکردند.[۱۲]

در مطالعه Ivancic و همکاران نیز گزارشی از کاهش قابل ملاحظه در نیروهای فشرده‌سازی ستون فقرات گزارش نگردید که بتواند مستقیماً به عملکرد بریس‌ها نسبت داده شود.[۲۴] این یافته با نتایج مطالعه ما مطابقت داشت.

از آنجایی که افزایش کایفوز سینه‌ای در زنان مسن خانه‌دار با کاهش عملکرد بدنی، اختلال تعادل، کاهش سرعت پیاده روی و بالا رفتن از پله‌ها، عملکرد ورزشی کمتر و با کاهش عملکرد فعالیت‌های خانگی همراه است؛[۲۵و۲۶] نتیجه تحقیقات چهار هفته درمان با ارتوز لامبستون در زنان سالمند نشان داده که میانگین کایفوز در میان آنان نیز می‌تواند کاهش یابد.[۲۵] مطالعات بالینی منتشر شده به طور متوسط اثر اصلاح ناهنجاری اسکولیوز را با بریس ۹۴ درصد برای منحنی‌های قفسه‌سینه، ۱۱۱ درصد برای منحنی‌های پشتی، ۱۰۳ درصد برای منحنی‌های کمری و ۹۱ درصد برای منحنی‌های مضاعف گزارش کرده‌اند.[۲۷-۲۹]

Pavan و همکاران یک مورد درمان شده موفق محافظه‌کارانه از بیماران مبتلا به کایفوز توراکلوبولار را همراه با ناهنجاری‌های متعدد مهره‌ای توسط بریس میلواکی گزارش کردند.[۳۰]

در مطالعه Bailey و همکاران گزارش شد که میانگین کایفوز در هنگام شناسایی بیمار مشابه بود و بعد از استفاده از ارتز تقریباً ۳۰ درصد بهبودی مشاهده شد. بهبودی در پیگیری سه ماهه ۹۵ درصد، یک ساله ۸۵ درصد و دو ساله به ۷۰ درصد رسید[۳۱] که با نتایج مطالعه حاضر ناهمسو است که به‌نظر می‌رسد دلیل آن بررسی اثرات آنی بریس‌ها در مطالعه حاضر باشد.

از محدودیت این مطالعه می‌توان به مدت زمان بررسی اشاره نموده که پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده اثر عامل زمان و اثرات طولانی مدت استفاده از بریس‌ها مورد بررسی قرار گیرند.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که تفاوتی در کینتیک راه رفتن در حالت‌های با و بدون بریس وجود ندارد.

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. 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
2. 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.
3. 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
4. Madras D. Therapeutic Exercise for Athletic Injuries. J Chiropr Med. 2003; 2(2): 78–9. DOI: 10.1016/S0899-3467(07)60048-2
5. 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
6. 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
7. 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
8. Sinaki M. Critical appraisal of physical rehabilitation measures after osteoporotic vertebral fracture. Osteoporos Int. 2003 Sep; 14(9): 773-79. DOI: 10.1007/s00198-003-1446-8
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. 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
11. Piran Hamlabadi 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.
12. 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
13. Jellema P, Bierma-Zeinstra SM, Van Poppel MN, Bernsen RM, Koes BW. Feasibility of lumbar supports for home care workers with low back pain. Occup Med (Lond). 2002 Sep; 52(6): 317-23. DOI: 10.1093/occmed/52.6.317
14. 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
15. 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
16. Izraelski J. Assessment and Treatment of Muscle Imbalance: The Janda Approach. J Can Chiropr Assoc. 2012 Jun; 56(2):

158.

17. Jafarnezhadgero A, Ghorbanlou F, Alavi-Mehr S, Majlesi M. [The effect of corrective exercise on walking ground reaction force components in children with genu varus]. Res in Sports Med Tech. 2019; 17(18): 13-22. DOI: 10.29252/jsmt.17.18.13

18. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics. 3rd ed. Champaign; Human Kinetics. 2013; pp: 524-29.

19. Almosnino S, Kajaks T, Costigan PA. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol. 2009 Aug; 1(1): 19. DOI: 10.1186/1758-2555-1-19

20. 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]

21. 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

22. Ahlgren SA, Hansen T. The use of lumbosacral corsets prescribed for low back pain. Prosthet Orthot Int. 1978 Aug; 2(2): 101-4. DOI: 10.1080/03093647809177777

23. Alaranta H, Hurri H. Compliance and subjective relief by corset treatment in chronic low back pain. Scand J Rehabil Med. 1988; 20(3): 133-36

24. Ivancic PC, Cholewicki J, Radebold A. Effects of the abdominal belt on muscle-generated spinal stability and L4/L5 joint compression force. Ergonomics. 2002 Jun; 45(7): 501-13. DOI: 10.1080/00140130210136035

25. Balzini L, Vannucchi L, Benvenuti F, Benucci M, Monni M, Cappozzo A, et al. Clinical characteristics of flexed posture in elderly women. J Am Geriatr Soc. 2003 Oct; 51(10): 1419-26. DOI: 10.1046/j.1532-5415.2003.51460.x

26. Ryan SD, Fried LP. The impact of kyphosis on daily functioning. J Am Geriatr Soc. 1997 Dec; 45(12): 1479-86. DOI: 10.1111/j.1532-5415.1997.tb03199.x

27. D'Amato CR, Griggs S, McCoy B. Nighttime bracing with the Providence brace in adolescent girls with idiopathic scoliosis. Spine (Phila Pa 1976). 2001 Sep; 26(18): 2006-12. DOI: 10.1097/00007632-200109150-00014

28. Yrjönen T, Ylikoski M, Schlenzka D, Kinnunen R, Poussa M. Effectiveness of the Providence nighttime bracing in adolescent idiopathic scoliosis: a comparative study of 36 female patients. Eur Spine J. 2006 Jul; 15(7): 1139-43. DOI: 10.1007/s00586-005-0049-9

29. Bohl DD, Telles CJ, Golinvaux NS, Basques BA, DeLuca PA, Grauer JN. Effectiveness of Providence nighttime bracing in patients with adolescent idiopathic scoliosis. Orthopedics. 2014 Dec; 37(12): e1085-90. DOI: 10.3928/01477447-20141124-56

30. Pavan S, Rommel K, Mateo Marquina ME, Höhn S, Lanneau V, Rath A. Clinical Practice Guidelines for Rare Diseases: The Orphanet Database. PLoS One. 2017 Jan; 12(1): e0170365. DOI: 10.1371/journal.pone.0170365

31. 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. The Spine Journal. 2014 Nov; 14(11): 2557-64. DOI: 10.1016/j.spinee.2013.10.017