Archive of SID

Medical Journal
of
Tabriz University of Medical Sciences and Health Services

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 Ghorbanlou[2], Ghader Ghane[2]

[1]Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
[2]MSc 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.

© 2020 The Author(s). This is an Open Access article published by Tabriz University of Medical Sciences under the terms of the Creative Commons Attribution License (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

www.SID.ir

Archive of SID

مقاله پژوهشی

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

امیرعلی جعفرنژاد گرو[1*]، فرشاد قربانلو[2]، قادر قانع[2]

[1]گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
[2]دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
[*]نویسنده مسؤول؛ 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. ۱۳۹۹؛۴۲(۴):۳۹۴-۴۰۱

چکیده

زمینه: کمردرد 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 کمری بر روی طیف فرکانس فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در سالمندان دچار کمر درد با پای پرونیت بود.

روش‌کار: این پژوهش از نوع نیمه تجربی بود. پانزده بیمار دچار کمر درد با پای پرونیت به عنوان گروه تجربی (سن: ۶۸/۳±۲/۷ سال) و ۱۵ بیمار دارای کمردرد با پای پرونیت به عنوان گروه کنترل (سن: ۶۹/۰±۳/۹ سال) داوطلب شرکت در پژوهش شدند. بریس کمری 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 پس‌آزمون 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 آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون داشت (P=۰/۰۰۲). همچنین در گروه تجربی دو عضله مورب خارجی (P=۰/۰۰۷) و راست شکمی (P<۰/۰۰۱) افزایش معنی‌داری را طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون نشان دادند.

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

کلید واژه‌ها: بریس کمری، بیماران کمردرد، پای پرونیت، الکترومایوگرافی

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

حق تألیف برای مؤلفان محفوظ است.
این مقاله با دسترسی آزاد توسط دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی تبریز تحت مجوز کریتیو 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.

www.SID.ir

Archive of SID

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 مهم پا می‌باشد که نقش آن در جذب شوک و آسیب‌پذیری نیروها به بدن است (۲)، بنابراین هرگونه تغییر در ساختار این قوس افراد را مستعد آسیب‌های ناشی از این اختلال می‌کند (۳). پای پرونیت، 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، تاکنده‌ی عمقی شست، تاکنده‌ی 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 پرونیت، فعالیت عضلات درشت نئی قدامی و خلفی در طول راه رفتن افزایش می‌یابد، در حالیکه فعالیت عضله پرونئوس 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 کمردرد می‌باشند (۶). کمردرد یک بیماری پیچیده است که تحت تاثیر 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 تاثیر قرار می‌دهد و پنجمین دلیل رایج در تمام مراجعه‌کنندگان به پزشک در ایالات متحده است (۸). عوامل مختلفی که موجب کمردرد می‌شوند عبارتند از: عوامل مادرزادی، برخورد، التهاب، عوامل مکانیکی و همچنین وزن زیاد (۹). همچنین عوامل مؤثری نیز در توسعه و افزایش کمردرد 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، کمردرد یکی از دلایل پیشگیری از محدودیت فعالیت و عدم حضور بر سر شغل در بسیاری از نقاط جهان است و در نتیجه، بار اقتصادی گسترده ای 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 کمردرد 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 پرونیت و بیماری کمردرد را برای این افراد مبتلا توصیه می‌کنند (۱۷). بریس کمر 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 ایستارا فراهم می‌کند (۱۹). انواع مختلف بریس‌های کمری با طرح‌های مختلف در دسترس هستند، که هر مدل نشان دهنده تاثیر بیشتر یا کمتر قابل توجهی بر تعادل وضعیتی می‌باشد. بیماران مبتلا به کمردرد اختلال و ضعف را در عضلات تنه درمحور قدامی–خلفی را نشان می‌دهند که بر تعادل موضعی ایستا تاثیر می‌گذارد (۲۰). بنابراین اگر بیشتر بریس‌های کمری اثر کیفوتیک یا خنثی 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

www.SID.ir

Archive of SID

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 کمری 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 کمری به ما کمک کند. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثرات استفاده طولانی مدت از بریس کمری بر روی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در بیماران دارای کمر درد با پای پرونیت می‌باشد.

روش‌کار

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: ۳/۹±۶۹/۰ سال؛ قد: ۵/۵±۱۷۴/۵ سانتیمتر؛ وزن: ۹/۹±۷۸/۷ کیلوگرم؛ شاخص توده بدنی: ۳/۲±۲۵/۹ کیلوگرم بر مترمربع) و گروه تجربی شامل ۱۵ فرد مبتلا به کمر درد با پای پرونیت بود (سن: ۲/۷±۶۸/۳ سال؛ قد: ۴/۴±۱۷۲/۸ سانتیمتر؛ وزن: ۳/۰±۷۹/۹ کیلوگرم؛ شاخص توده بدنی: ۱/۵±۲۶/۸ کیلوگرم در متر مربع). 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 درگروه 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 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>۰/۰۵). 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 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 کمری 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 ۱۰۰ MΩ؛ نسبت رد شایع حالت > ۱۱۰ 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 نئی قدامی (TA)، دوقلوی داخلی (Gas-M)، راست رانی (RF)، سر دراز دوسر رانی (BF)، پهن خارجی (VL)، سرینی میانی (Glut-M)، راست کننده ستون فقرات در سطح مهره سوم کمری (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- C_2H_5OH) 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 خاصره 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

www.SID.ir

Archive of SID

همه شرکت کنندگان مدل کفش مشابه با اندازه پـا مناسـب داشـتند. در ابتدا، آزمودنی‌ها پنج دقیقه تمرین گرم کردن از جملـه راه رفـتن را انجام می‌دادند. سه کوشش موفقیت آمیز مـورد تجزیـه و تحلیـل قرار گرفت. کوششی موفقیت آمیز بـود کـه سـیگنال‌هـای EMG از همه عضلات صحیح ثبت شده و دارای نویز نبودند. فاز اتکـای راه رفتن توسط دستگاه صفحه نیـرو برتـک (سـاخت کشـور آمریکـا) تعیین شد. لحظه تماس پاشنه مقدار نیروی عمـودی عکـس‌العمـل زمین بیشتر از ۱۰ نیوتن و هنگـام جـدا شـدن پنجـه از سـطح ایـن مقدار به کمتر از ۱۰ نیوتن کـاهش پیـدا مـی‌کـرد. از سـه کوشـش تحلیل شده میانگین گرفته شد. مدت زمان استفاده از بریس کمـری در گروه تجربی ۴ ماه بـود. از آزمـودنی‌هـا خواسـته شـده بـود تـا حداقل روزی ۶ ساعت از بریس طی انجـام فعالیـت‌هـای روزمـره خود استفاده نمایند. طی این مـدت زمـان گـروه کنتـرل هیچگونـه تداخلی را دریافت ننمود.

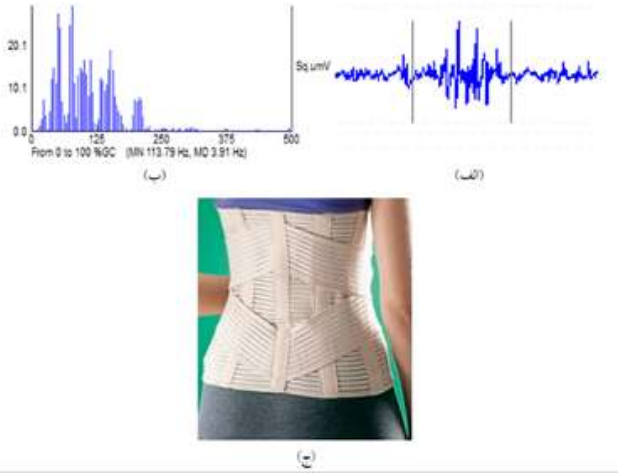
نرمال بودن داده‌هـا توسـط آزمـون شـاپیرو ویلـک (P<۰/۰۵) بررسی شد. از آزمون آنالیز واریانس دوسـویه (گـروه=۲ (کنتـرل و تجربی) *زمان=۲ (پیش‌آزمون و پس‌آزمون)) جهت تحلیل آمـاری استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با اسـتفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۵ انجام پذیرفت. جهت محاسـبه انـدازه اثـر (d) از رابطه زیر استفاده شد (۲۶):

$$\text{اندازه اثر (d)} = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف معیار دو شرایط}}$$

یافته‌ها

یافته‌ها نشان دادند طیف فرکـانس عضـله درشـت‌نئـی قـدامی (TA) طی فاز اتکای راه رفـتن بـین دو گـروه کنتـرل و تجربـی در پیش‌آزمون تفاوت معنی‌داری داشـت (P=۰/۰۲۸؛ انـدازه اثـر بـالا). همچنین طیف فرکـانس عضـله دوسـر رانـی (BF) بـین دو گـروه کنترل و تجربی تفاوت معنی‌داری را طی پیش‌آزمون فاز اتکـای راه رفتن نشان داد (P=۰/۰۰۰ اندازه اثر بالا). یافته‌های تحقیق نشـان داد فعالیت الکتریکی عضله سرینی میانی طی فاز اتکـای راه رفـتن بـین دو گروه کنترل و تجربی طی پیش‌آزمون تفاوت معنـی‌داری داشـت (P=۰/۰۰۵؛ اندازه اثر بالا). طیف فرکـانس سـایر عضـلات بـین دو گروه تجربی و کنترل هیچگونـه تفـاوت معنـی‌داری را نشـان نـداد (P>۰/۰۵). یافته‌ها بین فعالیـت الکترومـایوگرافی عضـلات سـاقی قدامی، دوقلوی داخلی، راست رانی، پهن خارجی، مـورب داخلـی و راست کننده کمری قبل و بعد از یک دوره استفاده طولانی مـدت از بـریس کمـری تفـاوت معنـی‌داری را نشـان نـداد (P>۰/۰۵). همچنین نتایج بین فعالیت عضله مورب خـارجی بـا سـطح معنـی-داری ۰/۰۰۰ و اندازه اثـر ۱/۵۷ وعضـله راسـت شـکمی بـا سـطح معنی‌داری ۰/۰۰۰ و اندازه اثر ۱/۵۲ قبل و بعـد از اسـتفاده طـولانی مدت بـریس کمـری، تفـاوت معنـی‌داری را نشـان داد (P>۰/۰۵) (جدول ۱).

نتـایج تحقیـق نشـان داد طیـف فرکـانس فعالیـت الکتریکـی عضلات در گروه تجربی در عضله دوقلوی داخلی طی پس‌آزمـون در مقایسه با پـیش‌آزمـون کـاهش معنـی‌داری را بـه انـدازه ۱۲/۷۷ درصد نشان داد (P=۰/۰۰۲؛ اندازه اثرمتوسط). همچنین نتایج نشـان دادند میزان فرکانس عضله مورب خارجی طی فاز اتکای راه رفـتن بین پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمـون افـزایش معنـی‌داری را بـه اندازه ۲۴/۰۰ درصد نشـان داد (P=۰/۰۰۷؛ انـدازه اثـر بـالا). میـزان فرکانس عضله راست شکمی نیز با افـزایش درصـد معنـی‌داری بـه اندازه ۲۳/۴۱ درصد طی شرایط استفاده از بریس کمری در مقایسـه با شرایط بدون بریس نشان داد (P<۰/۰۰۱؛ اندازه اثر بالا) (جـدول ۲). نتایج نشان دادند میزان فعالیت عضله راست کننده کمری تمایـل به افزایش معنی‌داری را به اندازه ۷/۷۵ درصد طـی پـس‌آزمـون در مقایسه با پیش‌آزمون داشته است (P=۰/۰۶۲؛ اندازه اثر کـم). میـزان فرکانس سایر عضلات در گروه تجربی طـی فـاز اتکـای راه رفـتن بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون هیچگونـه تغییـر معنـی‌داری را نشـان نداد (P>۰/۰۵). مشاهدات ما نشان داد که فرکانس فعالیـت عضـله درشت نئی قدامی گروه تجربی پس از یـک دوره اسـتفاده طـولانی مـدت از بـریس کمـری در مقایسـه بـا گـروه کنتـرل ۳۶ درصـد (P=۰/۰۱۲؛ اندازه اثر بالا) و فعالیت عضله راست رانـی ۱۶ درصـد (P=۰/۰۰۳؛ اندازه اثر بالا) افزایش داشته اسـت. همچنـین یافتـه‌هـا بین فرکـانس فعالیـت عضـلات دوقلـوی داخلـی، پهـن خـارجی، سرینی میانی، مورب داخلی و خارجی و راست شـکمی و راسـت-کننده ستون فقرات کمری تفـاوت معنـی‌داری را بعـد از یـک دوره استفاده طولانی مدت از بریس کمری بین گروه کنترل و کمردرد بـا پای پرونیت نشان نداد (P>۰/۰۵) (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

www.SID.ir

Archive of SID

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	۰/۷۹
راست رانی	۶۸/۷۱±۱۸/۷۵	۷۰/۶۳±۱۶/۲۷	۰/۷۶۶	۰/۱۰
راست کننده ستون فقرات	۹۰/۱۸±۳۰/۶۹	۱۱۰/۱۰±۲۷/۱۴	۰/۰۷۰	۰/۶۸

*سطح معنی‌داری P<۰/۰۵

جدول۲: میانگین و انحراف معیار فرکانس عضلانی طیف از اتکای راه رفتن بین گروه کنترل و تجربی در دو شرایط پیش و پس آزمون

عضلات	کنترل				تجربی				سطح معنی‌داری(اندازه اثر)		
	پیش‌آزمون		پس‌آزمون		پیش‌آزمون		پس‌آزمون				
	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	درصدΔ	اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر متقابل زمان و 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	۰/۳۱۵
دوقلوی داخلی	۹۱/۰۹	۲۲/۱۵	۹۰/۶۰	۲۱/۰۸	۰/۰۰	۹۰/۷۱	۲۴/۹۲	۷۹/۱۲	۲۳/۰۷	۰/۱۴	۰/۰۲۸	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	۰/۳۳۹
پهن خارجی	۵۷/۸۴	۲۹/۰۳	۵۳/۸۷	۲۵/۹۱	۰/۰۷	۶۵/۳۸	۲۸/۰۸	۶۲/۶۷	۲۹/۵۶	۰/۰۴	۰/۴۱۶	۰/۵۲۵	۰/۵۷۵
سرینی میانی	۷۴/۴۷	۱۷/۹۶	۸۱/۲۴	۷/۴۴	۰/۰۹	۹۵/۲۰	۱۸/۸۷	۹۰/۲۲	۲۱/۸۳	۰/۰۵	۰/۷۷۸	۰/۰۲۵	۰/۰۱۳
مورب داخلی	۶۵/۰۴	۲۷/۰۳	۶۸/۵۹	۲۱/۸۴	۰/۰۵	۶۴/۵۰	۱۵/۲۱	۵۸/۰۵	۱۸/۱۹	۰/۱۱	۰/۶۱۶	۰/۴۱۱	۰/۱۵۸
مورب خارجی	۴۱/۶۰	۲۴/۱۸	۷۷/۶۲	۲۱/۷۷	۰/۸۶	۵۵/۰۸	۹/۹۳	۷۲/۴۴	۱۳/۳۳	۰/۳۱	۰/۰۰۰	۰/۴۵۴	۰/۰۲۴
راست رانی	۶۸/۷۱	۱۸/۷۵	۸۹/۱۳	۸/۰۰	۰/۲۹	۷۰/۶۳	۱۶/۲۷	۹۲/۲۳	۸/۹۰	۰/۳۰	۰/۰۰۰	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	۰/۰۴۳	۰/۳۴۸

سطح معنی‌داری P<۰/۰۵

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی و مقایسه اثر استفاده از بریس کمری در سالمندان دارای کمردرد با پای پرونیت روی میزان طیف فرکانس منتخبی 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 درشت نئی 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 پایی 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 زمان 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 راه‌رفتن دارای فعالیت عضله درشت نئی قدامی بیشتری هستند. نتایج پژوهش حاضر نیز نشان داد که میانه فعالیت الکتریکی عضله درشت نئی قدامی در گروه بیماران کمر درد دارای پای پرونیت بیشتر بالاتر از گروه کنترل بوده

www.SID.ir

Archive of SID

است. استفاده از بریس کمری در بیماران کمردرد دارای پای پرونیت هیچگونه تاثیری روی میزان فرکانس عضله درشت نئی قدامی نداشت. طی پژوهشی که Farahpour و همکاران روی بیماران دچار کمردرد و پای پرونیت داشتند نشان دادند که عضله دو قلو در افراد دچار کمردرد با پای پرونیت 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 پلانتار 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 پلانتار 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 هل‌دادن، عضله دوقلو بیش از حد فعالیت می‌کند (۲۹). نتایج پژوهش حاضر نشان داد که در گروه بیماران کمردرد دارای پای پرونیت استفاده از بریس کمری باعث کاهش میزان فرکانس فعالیت عضله دوقلوی داخلی شده است که این امر نشان دهنده‌ی تاثیر مثبت بریس کمری روی فعالیت الکتریکی این عضله طی فاز اتکای راه رفتن، مخصوصا 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 راست‌شکمی 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 پرونیت پس از استفاده آن‌ها از بریس کمری 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 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 پرونیت 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 کمری را برای افراد دچار کمردرد با پای پرونیت 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

مولفین 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.

References

1. 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
2. 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
3. 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
4. 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.2006.11.00 4
5. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stancephase of walking.

www.SID.ir

Archive of SID

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.162.13.1 444
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/glr008
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. annrmp.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, 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. *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)000 27-4
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, 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;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

www.SID.ir