




Effect of Six Weeks Training of Elastic Walking on Frequency Domain of Ground Reaction Forces during Running in 10 Areas of Foot in Patients with Low Back Pain

Mohammad Abdollahpour Darvishani¹ , Farnaz Seifi-Skishahr^{2*} ,
Alireza Jafarnejadgero³ , Mohsen Katanchi⁴

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

3. Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

4. Master of Science in Sport Injuries and Corrective exercise, Department of Physical Education, Payame nor University, Tehran, Iran

Received: 2018.August.08

Revised: 2018. October.16

Accepted: 2018.November.01

Abstract

Background and Aim: Elastic walking with direct involvement of thoracolumbar fascia can prevent from recurrent low back pain. The aim of the present study was to investigate the effect of six weeks of training of elastic walking on the frequency domain of ground reaction forces during running in 10 areas of foot in patients with low back pain.

Materials and Methods: A total of 28 men with low back pain were randomly divided into experimental (n=16) and control (n=12) groups. The participants in the experimental group were trained with elastic walking for six weeks, three days per week, each time for 45 min. Frequency domains of ground reaction forces during both pre- and post-test were recorded using a foot scan system (sample rate: 300 Hz).

Results: The results showed that in experimental group, the number of essential harmonics in the Toe 2 region during post-test was lower than that in the pre-test ($P=0.017$). The duration of running stance phase during both pre- and post-test were similar in both experimental and control groups ($P>0/05$).

Conclusion: Findings of the present study demonstrated that the effects of elastic gait training on improvement of ground reaction force frequency content in low back patients may have a clinical value during rehabilitation.

Keywords: Elastic Walking; Frequency domain of ground reaction forces; Low back pain; Running

Cite this article as: Mohammad Abdollahpour Darvishani, Farnaz Seifi-Skishahr, AmirAli Jafarnejadgero, Mohsen Katanchi. Effect of 6 weeks-training of elastic walking on frequency domain of ground reaction forces during running in ten areas of foot in patients with low back pain. J Rehab Med. 2019; 8(1): 165-176.

* **Corresponding Author:** Farnaz Seifi-Skishahr. Assistant Professor of Sport Physiology, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
Email: f.seify@yahoo.com

DOI: 10.22037/jrm.2018.111309.1903

تأثیر شش هفته تمرین راه رفتن الاستیکی بر طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین در مناطق ده گانه پای بیماران مبتلا به کمردرد طی دویدن

محمد عبداله‌پور درویشانی^۱، فرناز سیفی اسکی شهر^{۲*}، امیرعلی جعفرنژادگرو^۳، محسن کتانچی^۴

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲. استادیار فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده روان‌شناسی و علوم تربیتی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۳. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۴. کارشناس ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه تربیت بدنی، دانشگاه پیام نور، تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۰۵/۱۵ بازنگری مقاله ۱۳۹۷/۰۷/۲۴ پذیرش مقاله ۱۳۹۷/۰۸/۱۰ *

چکیده

مقدمه و اهداف

راه رفتن الاستیکی با درگیری مستقیم فاشیای پشتی-کمری از بروز مجدد کمردرد پیشگیری می‌کند. هدف پژوهش حاضر بررسی تأثیر شش هفته راه رفتن الاستیکی بر طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین طی دویدن در مناطق ده گانه پای بیماران مبتلا به کمردرد بود.

مواد و روش‌ها

تعداد ۲۸ مرد مبتلا به کمردرد به طور تصادفی به دو گروه تجربی (۱۶ نفر) و کنترل (۱۲ نفر) تقسیم شدند. آزمودنی‌های گروه تجربی به مدت شش هفته، سه جلسه در هفته، چهل و پنج دقیقه در هر جلسه تمرینات راه رفتن الاستیکی را انجام دادند. طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین طی پیش و پس از آزمون توسط دستگاه فوت اسکن (نرخ نمونه‌برداری: ۳۰۰ هرتز) ثبت شد.

یافته‌ها

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که در گروه تجربی، تعداد هارمونی‌های ضروری در استخوان کف پای دوم در گروه تجربی طی پس از آزمون نسبت به پیش-آزمون کاهش معناداری را دارا بود ($P=0/017$). همچنین زمان اتکای دویدن در دو گروه تجربی و کنترل طی پیش از آزمون و پس از آزمون برابر بود ($P>0/05$).

نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد اثر تمرینات راه رفتن الاستیکی بر بهبود محتوای فرکانس نیروی عکس العمل زمین در افراد مبتلا به کمردرد می‌تواند ارزش کلینیکی را برای توان‌بخشی این افراد داشته باشد.

واژه‌های کلیدی

راه رفتن الاستیکی؛ طیف فرکانس نیروی عکس العمل زمین؛ کمردرد؛ دویدن

نویسنده مسئول: فرناز سیفی اسکی شهر، استادیار فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده روان‌شناسی و علوم

تربیتی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

آدرس الکترونیکی: f.seify@yahoo.com

کمردرد (Low Back Pain) یکی از شایع‌ترین دردهای ناحیه ستون فقرات است.^[۲۰] گزارش شده است که ۸۴٪ افراد حداقل برای یک بار کمردرد را در طول عمر خود تجربه می‌کنند.^[۳] ۲۳٪ از افراد در خطر شیوع کمردرد قرار دارند و در حدود ۱۲٪ از افراد به دلیل کمردرد خود محدودیت‌های فعالیت بدنی را تجربه می‌کنند.^[۴-۶] بر اساس آخرین گزارش‌ها بیماری کمردرد به میزان ۶۰٪ بین سال‌های ۱۹۸۰ تا ۲۰۱۶ افزایش یافته است.^[۷] پا تنها بخش بدن است که در حال حرکت با سطوح خارجی تماس پیدا می‌کند و برای حفظ تعادل به هنگام دویدن و در حالت ایستاده نقش مهمی دارد.^[۸] اندام تحتانی باید نیروی کششی، قیچی‌وار، و چرخشی را در راه رفتن و دویدن به خوبی توزیع کند. توزیع نامناسب این نیروها باعث ایجاد حرکات غیرطبیعی شده و در اثر ایجاد چرخش و فشار زیاد باعث تخریب بافت‌های نرم و کاهش کارایی عضلانی می‌شود.^[۹] یکی از اعمال مهم کف پا خاصیت جذب شوک در فعالیت‌هایی مانند دویدن، پریدن و راه رفتن است.^[۱۰] ساختارهای آناتومیکی پا از انتقال فشار به سمت بالا و کمر می‌کاهد.^[۱۰] اما افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین و فشارهای وارده بر پا احتمال دارد باعث ایجاد آسیب طی دویدن در اندام تحتانی شود.^[۱۱] برای کاهش این نیروها و فشارها و در نتیجه جلوگیری از آسیب دو مکانیزم مهم وجود دارد که شامل فلکشن زانو و پرونیشن پا طی فاز اتکای دویدن می‌باشد.^[۱۲] دامنه فلکشن زانو حدود ۷۰ درصد در کاهش نیروها و فشار تماسی طی دویدن را بر عهده دارد.^[۱۳] از آنجایی که افراد مبتلا کمردرد تمایل دارند به آرامی بدوند و حرکت کنند، به همین دلیل مفصل زانو بیشتر باز می‌شود و سرعت فعالیت عضلات همسترینگ کاهش پیدا می‌کند و در نتیجه باعث افزایش نیروهای عمودی و جذب شوک می‌شود.^[۱۴] امروزه با توجه به تغییر نیروها و فشارهای وارده در بیماران کمردرد در طی حرکات دویدن و راه رفتن، استفاده از تداخلات درمانی جهت اصلاح طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین اهمیت ویژه‌ای دارد.^[۱۵] در گذشته با توجه به پتانسیل درمانی زیاد، تمرینات توان‌بخشی زیادی برای بهبود و افزایش عملکرد افراد مبتلا به بیماری کمردرد انجام گرفت.^[۱۶] برای بیماران مبتلا به کمردرد پروتکل‌های تمرینی مختلفی وجود دارد که همه آن‌ها مفید به نظر می‌رسد. برخی از پژوهشگران نشان دادند ورزش‌های عمومی می‌تواند برای درمان کمردرد در طولانی‌مدت مفید باشد.^[۱۷] همچنین پروتکل‌های تمرینی دیگری همچون مکنزی، پیلاتس، ثبات‌دهنده مرکزی، کنترل حرکتی در مطالعات مختلف مورد بررسی قرار گرفت.^[۱۸-۲۱] کاهش آسیب‌های ناشی از دویدن همواره در بیماران مبتلا به کمردرد یکی از مهمترین اهداف پژوهش‌های بیومکانیکی بوده است. یکی از تداخلات درمانی که اخیراً جهت بازتوانی بیماران مبتلا به کمردرد مورد استفاده قرار می‌گیرد، شامل تمرینات راه رفتن الاستیکی است.

در تمرینات طولانی‌مدت راه رفتن الاستیکی با استفاده از خواص الاستیکی فاشیای ناحیه کمری، این بافت درگیر شده و اثرات مفیدی در بهبود درد این بیماران مشاهده شده است.^[۲۲] همچنین با ایجاد سازگاری‌های عصبی، فعال‌سازی بیشتر واحدهای حرکتی و فراخوانی همزمان آن‌ها باعث ارتقای کیفی و کمی فعالیت‌های عملکردی بیماران مبتلا به کمردرد می‌شود. تمرینات راه رفتن الاستیکی قادر به بازگیری از همه جهات است و این می‌تواند شدت بار طبیعی را تنظیم کند.^[۲۳] این نوع تمرینات به دلیل ساده و ارزان بودن برای توان‌بخشی اختلالات و آسیب‌های ورزشی به طور گسترده‌ای مورد استفاده قرار می‌گیرد.^[۲۴]

طبق تحقیقات برایان و همکاران، چینگاری، زیون و دی مرسمن، و ویلیام و راندل تمرینات الاستیکی روشی است که در آن با افزایش قدرت و توان، افزایش دامنه انعطاف‌پذیری مفاصل و کاهش میزان آسیب دیدگی همراه است.^[۲۵-۲۸]

طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین یکی از پارامترهای مکانیکی است که در آسیب‌پذیری افراد حین راه رفتن و دویدن نقش قابل توجهی دارد. این پارامترهای بیومکانیک معمولاً با شناسایی نقاط گسسته مکانی و زمان‌های مربوط به وقوع آن‌ها مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌گیرد. این رویکرد به عنوان تحلیل دامنه زمان اشاره می‌شود، جایی که داده‌ها به عنوان تابع زمان مورد بررسی قرار می‌گیرند. با این حال، تجزیه و تحلیل حوزه زمان، نقاط گسسته را به جای ساختار کلی داده‌ها بررسی می‌کند. یک رویکرد جایگزین که کل ساختار داده را در نظر می‌گیرد، تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس است.^[۲۹] در دامنه فرکانس، داده‌ها به عنوان تابع فرکانس‌ها به جای زمان نمایش داده می‌شوند و با الگوهای نوسانات موجود در داده مشخص می‌شوند.^[۳۰]

تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس از اقدامات بیومکانیک مانند نیروهای عکس‌العمل زمین برای ارزیابی محتوای فرکانس سیگنال‌های سالم و پاتولوژیک راه رفتن استفاده شده است.^[۳۱-۳۵]

توسعه نیروهای عکس‌العمل زمین در طول مرحله ایستاده از پیاپی‌رو، نشان‌دهنده عملکرد عصبی-مکانیکی مفاصل اندام و عضلات اندام است. بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین پدیده‌های فرکانس بالا یا پایین موجود در این سازه‌ها را نشان می‌دهد. Wurdeman و همکاران (۲۰۱۱) در مطالعه خود بر روی بیماران مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس پیشنهاد کردند که تجزیه و تحلیل حوزه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین به طور بالقوه می‌تواند بینش‌های پیشین در مورد پیشرفت بیماری را فراهم کند.^[۳۳]

در نتیجه بررسی اثر تمرینات الاستیکی راه رفتن بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین به منظور یافتن شاخصی جهت پی بردن به اثر تمرینات الاستیکی راه رفتن بر مکانیک دویدن افراد کمردرد و جلوگیری از پیشرفت آسیب طی دویدن ضروری می‌باشد. در نتیجه

یافته‌های این پژوهش می‌تواند باعث درک هرچه بیشتر اثر تمرینات الاستیکی راه رفتن بر متغیرهای بیومکانیکی مهمی از جمله طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد کمردرد طی دویدن شود. بر این اساس پژوهش حاضر در پی آن است که اثر تمرینات الاستیکی راه رفتن را بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد کمردرد طی دویدن بررسی کند.

مواد و روش‌ها

نمونه پژوهش حاضر شامل ۲۸ مرد دارای عارضه کمردرد بود که به صورت تصادفی به دو گروه کنترل و تجربی تقسیم شدند. ۱۶ نفر به عنوان گروه تجربی با میانگین سن، جرم، قد و شاخص توده بدن به ترتیب برابر $۳۳/۸۳ \pm ۲۲/۰۶$ سال (بین ۱۷ تا ۲۸ سال)، $۷۵/۴۷ \pm ۱۳/۸۱$ کیلوگرم، $۱۷۳/۸۷ \pm ۴/۸۲$ سانتی‌متر و $۲۵/۱۸ \pm ۳/۹۶$ جرم بر مجذور قد و ۱۲ نفر به عنوان گروه کنترل با میانگین سن، جرم، قد و شاخص توده بدن به ترتیب برابر $۲۱/۵۸ \pm ۳/۸۴$ سال، $۸۰/۴۱ \pm ۱۶/۰۶$ کیلوگرم، $۱۷۵/۷۵ \pm ۴/۶۱$ سانتی‌متر و $۲۵/۹۲ \pm ۴/۲۶$ جرم بر مجذور قد به طور داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. معیار ورود به تحقیق حاضر افراد مبتلا به بیماری کمردرد و قرار گرفتن در دامنه سنی ۱۷ تا ۲۸ سال بود. جهت شرکت در پژوهش هر آزمودنی فرم رضایت‌نامه را تکمیل و امضا نمودند. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه عمل جراحی در ناحیه کمر و یا اندام تحتانی، ناهنجاری‌های ستون فقرات، پوکی استخوان، سابقه شکستگی یا اختلال عملکرد در ناحیه گردن بود. اهداف و روش مطالعه برای آزمودنی‌ها، قبل از اجرای آزمون شرح داده شد.

برای ثبت داده‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین از دستگاه فوت اسکن (نرخ نمونه‌برداری ۳۰۰ هرتز) که در وسط مسیر دویدن ۱۵ متری قرار داشت، با نرم‌افزار (آر، اس، اسکن) استفاده شد. کوشش دویدن صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه فوت اسکن بود. اگر فوت اسکن توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف قرار نمی‌گرفت یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می‌شد، کوشش دویدن تکرار می‌شد. سرعت دویدن در افراد خود انتخابی بوده است. سپس داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین طی فاز اتکا دویدن استخراج شد. فاز اتکای دویدن به عنوان تماس کامل پا تا بلند شدن پنجه پا تعیین شد. برای تنظیم قرارگیری پای آزمودنی‌ها بر روی فوت اسکن طی دویدن، ۳ مرتبه عمل دویدن به طور آزمایشی توسط هر آزمودنی انجام گرفت. پس از آن ۳ کوشش قابل قبول مشخص انجام شد و میانگین سه کوشش دویدن جهت تحلیل‌های آماری بیشتر مورد استفاده قرار گرفت. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از فیلتر باتروث مرتبه چهارم و با برش فرکانس ۲۰ هرتز انجام شد. پس از فیلتر کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین، تحلیل هارمونیک طبق رابطه زیر و با استفاده از نرم‌افزار مطلب (MATLAB) نسخه ۲۰۱۶ از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد. آزمودنی‌های گروه تجربی به مدت شش هفته تمرین راه رفتن الاستیکی را به مدت چهل و پنج دقیقه در هر جلسه، و سه جلسه در هفته با فرکانس سه جلسه در هفته انجام دادند. در برنامه تمرینی راه رفتن الاستیکی، به راه رفتن با اندام تحتانی کشیده و بدون خم کردن زانوها، داشتن قدم‌های بلند، تحمل وزن بر مرکز پاشنه در پای عقبی و تحمل وزن بر مفصل انگشت شست پای عقبی، جلوگیری از افتادن لگن، تنفس الاستیکی حین راه رفتن، شل کردن عضلات کمر جهت فراهم آوردن امکان افتادن دنباله‌چپه به پایین، چرخش بخش فوقانی بدن به جلو و نوسان شدید اندام‌های فوقانی به عقب تأکید شد.^[۳۶، ۳۷] آزمودنی‌های گروه کنترل طی این مدت هیچ‌گونه برنامه تمرینی منظمی را نداشتند و فعالیت‌های روزانه خود را انجام می‌دادند.

طیف گسسته، دامنه فرکانس به صورت ضربی از فرکانس پایه تعیین می‌شود، مجموع n هارمونیک برابر است با:

رابطه ۱

$$F(t) = \sum A_n \sin(n\omega_0 t + \theta_n)$$

A_n = دامنه ω_0 = فرکانس پایه n = ضریب هارمونیک θ_n = زاویه فازی

شاخص اول:

برای ارزیابی محتوای فرکانس نیروی، شاخص‌های زیر محاسبه می‌شود.^[۳۶، ۳۷] به عبارتی فرکانس ۹۹/۵٪ چگالی طیف توان، فرکانسی است که ۹۹/۵٪ چگالی طیف توان، فرکانسی کمتر از آن دارند که با استفاده از رابطه زیر به دست می‌آید:

رابطه ۲

$$\int_0^{f_{99.5}} p(f) df = 0.995 \times \int_0^{f_{max}} p(f) df$$

شاخص دوم:

p = توان محاسبه شده، f_{max} = حداکثر فرکانس سیگنال، میانه فرکانس نیرو، میانه فرکانس در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد.

$$\int_0^{f_{med}} p(f) df = \int_{f_{med}}^{f_{max}} p(f) df$$

f_{max} = حداکثر فرکانس سیگنال

f_{med} = میانه فرکانس سیگنال

شاخص سوم:

پهنای باند فرکانس نیرو برابر با تفاوت بین فرکانس حداکثر و حداقل است. توان سیگنال برابر با توان هارمونی‌های بیشتر از نصف حداکثر توان سیگنال باشد.

رابطه ۴

$$f_{band} = f_{max} - f_{min} \text{ (when } p > 1/2 \times p_{max} \text{)}$$

f_{max} = حداکثر فرکانس سیگنال

f_{min} = حداقل فرکانس سیگنال

f_{band} = پهنای باند سیگنال

p_{max} = حداکثر توان سیگنال

شاخص چهارم:

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود که بر طبق روش اشنایدر، تعداد هارمونی‌های ضروری n_e برای بازسازی سطح ۹۵٪ از داده‌ها به عنوان تعدادی از هارمونی‌ها که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونی‌ها در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شد. [۳۸]

رابطه ۵

$$\sum_{n=1}^{n_g} \frac{\sqrt{A_n^2 + B_n^2}}{\sum_{n=1}^m \sqrt{A_n^2 + B_n^2}} \leq 0.95$$

در نهایت، نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک تایید شد. آزمون آماری آنالیز واریانس دوسویه جهت تحلیل آماری داده‌ها استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار اس.پی.اس.اس (SPSS) نسخه ۲۲ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد [۳۹]:

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

یافته‌ها

نتایج هیچ‌گونه اختلاف معناداری را در زمان اتکا دوییدن بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در دو گروه کنترل (پیش‌آزمون: $361/01 \pm 53/19$ ؛ پس‌آزمون: $361/75 \pm 50/45$ میلی‌ثانیه) و تجربی (پیش‌آزمون: $328/81 \pm 57/56$ ؛ پس‌آزمون: $316/04 \pm 46/90$ میلی‌ثانیه) نشان نداد ($P > 0.05$).

مقایسه یافته‌ها نشان داد که در اغلب متغیرها طی پیش‌آزمون بین دو گروه کنترل و تجربی اختلاف معناداری به لحاظ آماری وجود ندارد ($P > 0.05$) (جدول ۱، ۲، ۳).

جدول ۱: مقایسه مولفه‌های عمودی نیروی عکس‌العمل زمین و مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در

نواحی انگلستان با در دو گروه طی پیش‌آزمون

سطح معناداری	کنترل	تجربی	متغیر	راستا
۰/۶۰۴	۳۶/۱۶±۱/۸۵	۳۶/۵۰±۱/۵۰	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	مولفه‌های عمودی نیروی عکس‌العمل زمین
۰/۵۰۵	۲۰/۹۱±۲/۷۴	۲۱/۵۰±۱/۸۲	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۰/۷۳۶	۲/۰۸±۰/۲۸	۲/۱۲±۰/۳۴	میان‌ه فرکانس	
۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	
۰/۰۹۳	۳۲/۸۳±۲/۰۸	۳۱/۲۵±۲/۵۶	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	انگشت شست پا
۰/۱۹۴	۲۶/۳۳±۲/۵۳	۲۸/۰۶±۳/۹۰	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۰/۷۳۶	۲/۰۸±۰/۲۸	۲/۱۲±۰/۳۴	میان‌ه فرکانس	
۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	
۰/۷۵۲	۳۳/۵۰±۲/۷۱	۳۳/۱۲±۳/۳۲	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	انگشتان ۲ تا ۵ پا
۰/۸۲۵	۲۵/۴۱±۳/۶۵	۲۵/۰۶±۴/۴۹	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۰/۰۶۵	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۲۵±۰/۴۴	میان‌ه فرکانس	
۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	

جدول ۲: مقایسه مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در نواحی استخوان‌های کف پای در دو گروه طی پیش‌آزمون

سطح معناداری	کنترل	تجربی	متغیر	راستا
۰/۰۳۷	۳۳/۰۸±۲/۲۳	۳۰/۹۳±۲/۷۶	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	استخوان کف پای اول
۰/۶۴۱	۲۶/۸۳±۲/۵۱	۲۷/۲۵±۲/۱۴	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۰/۲۵۶	۲/۰۸±۰/۲۸	۲/۰۰±۰/۰۰	میان‌ه فرکانس	
۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	
۰/۵۲۹	۳۲/۵۰±۱/۸۸	۳۱/۸۷±۲/۹۶	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	استخوان کف پای دوم
۰/۵۷۵	۲۷/۵۰±۱/۳۱	۲۷/۰۶±۲/۴۰	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۰/۸۹۲	۲/۱۶±۰/۳۸	۲/۱۸±۰/۴۰	میان‌ه فرکانس	
۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	
۰/۴۵۱	۳۲/۰۸±۱/۹۷	۳۱/۴۳±۲/۳۶	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	استخوان کف پای سوم
۰/۶۷۷	۲۷/۵۰±۲/۴۳	۲۷/۹۳±۲/۹۰	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۰/۴۵۴	۲/۰۸±۰/۲۸	۲/۱۸±۰/۴۰	میان‌ه فرکانس	
۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	
۰/۱۸۶	۳۲/۰۰±۳/۱۶	۳۰/۵۶±۲/۴۴	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	استخوان کف پای چهارم
۰/۰۵۶	۲۶/۱۶±۲/۵۵	۲۸/۱۲±۲/۵۷	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۰/۱۲۱	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۱۸±۰/۴۰	میان‌ه فرکانس	
۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	
۰/۲۲۲	۳۱/۲۵±۴/۱۸	۲۹/۵۰±۳/۲۲	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	استخوان کف پای پنجم
۰/۹۴۷	۲۶/۸۳±۴/۵۰	۲۶/۹۳±۳/۶۶	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۱/۰۰۰	۲/۲۵±۰/۴۵	۲/۲۵±۰/۴۴	میان‌ه فرکانس	
۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	

سطح معناداری	کنترل	تجربی	متغیر	راستا
۰/۴۱۰	۲۳/۶۶±۲/۹۶	۲۲/۶۸±۳/۱۳	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	قسمت میانی پا
۰/۲۳۳	۲۲/۳۳±۴/۴۳	۲۴/۵۶±۵/۰۱	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۰/۱۶۳	۲/۴۱±۰/۵۱	۲/۶۸±۰/۴۷	میان‌فرکانس	
۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	
۰/۰۰۹	۲۲/۴۱±۲/۳۱	۲۴/۵۶±۱/۷۱	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	پاشنه قسمت داخلی
۰/۷۷۷	۲۲/۵۰±۵/۳۵	۲۲/۰۰±۳/۸۹	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۰/۱۳۹	۲/۱۶±۰/۳۸	۲/۴۳±۰/۵۱	میان‌فرکانس	
۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	
۰/۰۸۷	۲۲/۹۱±۲/۵۳	۲۴/۶۸±۲/۶۵	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	پاشنه قسمت خارجی
۰/۹۱۰	۲۲/۴۱±۴/۰۱	۲۲/۵۶±۲/۷۳	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۰/۳۹۷	۲/۱۶±۰/۳۸	۲/۳۱±۰/۴۷	میان‌فرکانس	
۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	

نتایج نشان داد که اثر عامل گروه بر مؤلفه فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد ($P=۰/۰۱۰$; اندازه اثر بالا) و تعداد هارمونی‌های ضروری ($P=۰/۰۳۳$; اندازه اثر بالا) در انگشت شست پا معنادار بود (جدول ۴). همچنین نتایج نشان داد که اثر عامل زمان و اثر تعاملی زمان×گروه بر هیچ یک از متغیرهای عمودی نیروی عکس‌العمل زمین، انگشت شست پا و انگشتان ۲ تا ۵ پا معنادار نبود ($P>۰/۰۵$) (جدول ۴).

جدول ۴: اثر عامل زمان، گروه و اثر تعاملی زمان و گروه مولفه‌های عمودی نیروی عکس‌العمل زمین، انگشت پا و انگشتان ۲ تا ۵ پا

سطح معناداری (اندازه اثر)		گروه کنترل			گروه تجربی			مؤلفه	متغیر	
اثر تعاملی زمان×گروه	اثر عامل گروه	اثر عامل زمان	درصد تغییر	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	درصد تغییر	پس‌آزمون			پیش‌آزمون
۰/۷۲۲ (۰/۰۰۵)	۰/۷۱۸ (۰/۰۰۵)	۰/۲۹۰ (۰/۰۴۳)	۱/۳۸	۳۶/۶۶±۲/۲۶	۳۶/۱۶±۱/۸۵	۰/۶۸	۳۶/۷۵±۱/۴۳	۳۶/۵۰±۱/۵۰	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	مؤلفه‌های عمودی نیروی عکس‌العمل زمین
۰/۴۴۳ (۰/۰۲۳)	۰/۱۸۸ (۰/۰۶۶)	۰/۵۹۹ (۰/۰۱۱)	-۳/۱۵	۲۰/۲۵±۲/۸۰	۲۰/۹۱±۲/۷۴	۰/۵۵	۲۱/۶۲±۱/۹۹	۲۱/۵۰±۱/۸۲	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۰/۷۳۶ (۰/۰۰۴)	۰/۷۳۶ (۰/۰۰۴)	۰/۱۰۰ (۰/۱۰۰)	-۳/۸۴	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۸±۰/۲۸	-۵/۶۶	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۱۲±۰/۳۴	میان‌فرکانس	
۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	.	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	.	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	
۰/۱۷۶ (۰/۰۶۹)	۰/۱۰۰ (۰/۲۲۹)	۰/۲۸۱ (۰/۰۴۵)	۲/۲۲	۳۳/۰۰±۳/۳۸	۳۲/۸۳±۲/۰۸	-۴/۶۰	۲۹/۸۱±۲/۶۸	۳۱/۲۵±۲/۵۶	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	انگشت شست پا
۰/۳۶۰ (۰/۰۳۲)	۰/۰۳۳ (۰/۱۶۴)	۰/۱۲۴ (۰/۰۸۸)	-۷/۲۹	۲۴/۴۱±۳/۸۲	۲۶/۳۲±۲/۵۳	-۱/۷۸	۲۷/۵۶±۳/۲۸	۲۸/۰۶±۳/۹۰	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۰/۰۹۷ (۰/۰۱۰۳)	۰/۲۴۹ (۰/۰۵۱)	۰/۰۹۷ (۰/۰۱۰۳)	۱۵/۸۶	۲/۴۱±۰/۵۱	۲/۰۸±۰/۲۸	.	۲/۱۲±۰/۳۴	۲/۱۲±۰/۳۴	میان‌فرکانس	
۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	.	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	.	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	
۰/۱۵۲ (۰/۰۷۷)	۰/۲۱۱ (۰/۰۶۰)	۰/۹۲۲ (۰/۰۰۰)	۲/۹۸	۳۴/۵۰±۳/۷۷	۳۳/۵۰±۲/۷۱	-۲/۶۲	۳۲/۲۵±۲/۷۴	۳۳/۱۲±۳/۳۲	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	انگشتان ۲ تا ۵ پا
۰/۲۴۹ (۰/۰۵۱)	۰/۵۱۱ (۰/۰۱۷)	۰/۸۴۰ (۰/۰۰۲)	-۵/۵۴	۲۴/۰۰±۵/۵۲	۲۵/۴۱±۳/۶۵	۳/۹۶	۲۶/۰۶±۳/۴۱	۲۵/۰۶±۴/۴۹	تعداد هارمونی‌های ضروری	
۰/۱۶۶ (۰/۰۷۳)	۰/۲۵۴ (۰/۰۵۰)	۰/۵۲۳ (۰/۰۱۶)	۸	۲/۱۶±۰/۳۸	۲/۰۰±۰/۰۰	-۳/۱۱	۲/۱۸±۰/۴۰	۲/۲۵±۰/۴۴	میان‌فرکانس	
۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	.	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	.	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	

* سطح معناداری $P<۰/۰۵$

نتایج نشان داد که اثر عامل گروه بر مؤلفه فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد ($P=0/045$)؛ اندازه اثر بالا) و میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین ($P=0/035$)؛ اندازه اثر بالا) در استخوان کف پای اول معنادار بود (جدول ۵). همچنین نتایج نشان داد اثر عامل زمان بر تعداد هارمونی‌های ضروری ($P=0/003$)؛ اندازه اثر بالا) در استخوان کف پای دوم معنادار بود (جدول ۵). به علاوه نتایج نشان داد اثر عامل گروه بر تعداد هارمونی‌های ضروری ($P=0/009$)؛ اندازه اثر بالا) و میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین ($P=0/047$)؛ اندازه اثر بالا) در استخوان کف پای چهارم معنادار بود (جدول ۵). اثر عامل زمان و اثر تعاملی زمان×گروه بر هیچ یک از مؤلفه‌های طیف فرکانس در استخوان کف پای اول، سوم، چهارم و پنجم یا معنادار نبود ($P>0/05$) (جدول ۵). نتایج آزمون تعقیبی تی همبسته نشان داد که تعداد هارمونی‌های ضروری در استخوان کف پای دوم در گروه تجربی طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون کاهش معناداری را دارا بوده است ($P=0/017$)؛ اندازه اثر متوسط) (جدول ۵).

جدول ۵: اثر عامل زمان، گروه و اثر تعاملی زمان و گروه بر استخوان کف پای اول، استخوان کف پای دوم، استخوان کف پای سوم،

استخوان کف پای چهارم و استخوان کف پای پنجم

متغیر	مؤلفه	گروه تجربی				گروه کنترل				سطح معناداری (اندازه اثر)		
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درصد تغییر	درصد تغییر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درصد تغییر	درصد تغییر	اثر عامل	اثر عامل	اثر تعاملی
استخوان کف پای اول	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۳۰/۹۳±۲/۷۶	۳۰/۱۸±۲/۹۹	-۲/۴۲	۳۳/۰۸±۲/۳۳	۳۲/۰۰±۳/۶۴	-۳/۲۶	۰/۱۴۷	۰/۰۴۵°	۰/۱۴۷	۰/۰۰۳	
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۷/۲۵±۲/۱۴	۲۶/۶۸±۳/۲۶	-۲/۰۹	۲۶/۸۳±۲/۵۱	۲۷/۲۵±۳/۵۴	۱/۵۶	۰/۹۳۱	۰/۹۳۱	۰/۹۳۱	۰/۰۰۰	
	میانه فرکانس	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۰	۲/۰۸±۰/۲۸	۲/۱۶±۰/۳۸	۳/۸۴	۰/۵۲۰	۰/۰۳۵*	۰/۵۲۰	۰/۰۱۶	
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰۰	
استخوان کف پای دوم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۳۱/۸۷±۲/۹۶	۳۱/۱۸±۳/۳۷	-۲/۱۶	۳۲/۵۰±۱/۸۸	۳۲/۲۵±۳/۸۸	-۰/۷۶	۰/۳۷۲	۰/۴۴۰	۰/۳۷۲	۰/۰۰۷	
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۷/۰۶±۲/۴۰	۲۵/۳۱±۲/۳۳*	-۶/۴۶	۲۷/۵۰±۱/۳۱	۲۵/۸۳±۲/۷۵	-۶/۰۷	۰/۰۰۳°	۰/۴۹۴	۰/۰۰۳°	۰/۰۰۰	
	میانه فرکانس	۲/۱۸±۰/۴۰	۲/۱۸±۰/۴۰	۰	۲/۱۶±۰/۳۸	۲/۰۸±۰/۲۸	-۳/۷۰	۰/۷۱۲	۰/۵۰۲	۰/۷۱۲	۰/۰۰۵	
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰۰	
استخوان کف پای سوم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۳۱/۴۳±۲/۳۶	۳۰/۷۵±۲/۴۸	-۲/۷۳	۳۲/۰۸±۱/۹۷	۳۲/۰۰±۳/۴۳	-۰/۳۴	۰/۳۶۸	۰/۳۰۰	۰/۳۶۸	۰/۰۱۹	
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۷/۹۳±۲/۹۰	۲۶/۳۱±۲/۸۴	-۵/۸۰	۲۷/۵۰±۲/۴۳	۲۶/۵۰±۲/۷۷	-۲/۶۳	۰/۸۸۸	۰/۷۹۱	۰/۸۸۸	۰/۰۰۷	
	میانه فرکانس	۲/۱۸±۰/۴۰	۲/۱۲±۰/۳۴	-۲/۷۵	۲/۰۸±۰/۲۸	۲/۱۶±۰/۳۸	۳/۸۴	۰/۸۸۸	۰/۷۹۱	۰/۸۸۸	۰/۰۰۳	
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰۰	
استخوان کف پای چهارم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۳۰/۵۶±۲/۴۴	۲۹/۹۳±۲/۸۶	-۲/۰۶	۳۲/۰۰±۳/۱۶	۳۲/۲۵±۴/۳۶	۰/۷۸	۰/۷۵۵	۰/۸۷	۰/۷۵۵	۰/۰۲۰	
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۸/۱۲±۲/۵۷	۲۸/۰۰±۲/۸۵	-۰/۴۲	۲۶/۱۶±۲/۵۵	۲۵/۴۱±۲/۲۳	-۲/۸۶	۰/۵۴۵	۰/۰۰۹°	۰/۵۴۵	۰/۰۰۷	
	میانه فرکانس	۲/۱۸±۰/۴۰	۲/۱۸±۰/۴۰	۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۰	۱/۰۰۰	۰/۰۴۷°	۱/۰۰۰	۰/۰۰۰	
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰	۱/۰۰۰	۰/۰۴۷°	۱/۰۰۰	۰/۰۰۰	
استخوان کف پای پنجم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۲۹/۵۰±۳/۲۲	۲۹/۳۱±۳/۹۴	-۰/۶۴	۳۱/۲۵±۴/۱۸	۳۲/۰۰±۵/۳۷	۲/۴	۰/۳۲۲	۰/۱۲۱	۰/۳۲۲	۰/۰۱۴	
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۶/۹۳±۳/۶۶	۲۵/۲۵±۳/۸۹	-۶/۲۳	۲۶/۸۳±۴/۵۰	۲۴/۴۱±۴/۹۲	-۹/۰۱	۰/۷۱	۰/۶۹۴	۰/۷۱	۰/۰۰۴	
	میانه فرکانس	۲/۲۵±۰/۴۴	۲/۱۸±۰/۴۰	-۳/۱۱	۲/۲۵±۰/۴۵	۲/۲۵±۰/۴۵	۰	۰/۷۱۰	۰/۸۳۱	۰/۷۱۰	۰/۰۰۵	
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰۰	

* سطح معناداری $P<0/05$

نتایج نشان داد اثر عامل زمان بر میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین ($P=0/014$ ؛ اندازه اثر بالا) در قسمت میانی پا معنادار بود (جدول ۶). همچنین نتایج نشان داد اثر عامل گروه بر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد ($P=0/016$ ؛ اندازه اثر بالا) در قسمت داخلی پاشنه معنادار بود (جدول ۶). اثر عامل زمان و اثر تعاملی زمان×گروه بر هیچ یک از متغیرهای پاشنه قسمت داخلی و پاشنه قسمت خارجی معنادار نبودند ($P>0/05$) (جدول ۶).

جدول ۶: نثر عامل زمان، گروه و اثر تعاملی زمان و گروه بر قسمت میانی پا، پاشنه قسمت داخلی و پاشنه قسمت خارجی

متغیر	مؤلفه	گروه تجربی			گروه کنترل			سطح معناداری (اندازه اثر)		
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درصد تغییر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درصد تغییر	اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر تعاملی زمان×گروه
قسمت میانی پا	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۲۲/۶۸±۳/۱۳	۲۲/۶۸±۳/۰۰	۰	۲۳/۶۶±۲/۹۶	۲۳/۹۱±۴/۰۷	۱/۰۵	۰/۸۴۱ (۰/۰۰۲)	۰/۳۲۲ (۰/۰۰۲)	۰/۸۴۱ (۰/۰۰۲)
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۴/۵۶±۵/۰۱	۲۳/۰۰±۳/۸۲	-۶/۳۵	۲۲/۳۳±۴/۴۳	۲۳/۸۳±۴/۹۵	۶/۷۱	۰/۹۷۷ (۰/۰۰۰)	۰/۶۱۸ (۰/۰۱۰)	۰/۱۶۱ (۰/۰۷۴)
	میانه فرکانس	۲/۶۸±۰/۴۷	۲/۸۷±۰/۳۴	۷/۰۸	۲/۴۱±۰/۵۱	۲/۸۳±۰/۳۸	۱۷/۴۲	۰/۰۱۴* (۰/۲۱۱)	۰/۲۰۳ (۰/۰۶۲)	۰/۳۲۶ (۰/۰۳۷)
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)
پاشنه قسمت داخلی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۲۴/۵۶±۱/۷۱	۲۴/۸۷±۲/۳۶	۱/۲۶	۲۲/۴۱±۲/۳۱	۲۳/۵۸±۲/۵۳	۵/۲۲	۰/۱۷۳ (۰/۰۷۰)	۰/۰۱۶* (۰/۰۲۴)	۰/۴۲۶ (۰/۰۲۵)
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۲/۰۰±۳/۸۹	۲۱/۸۷±۴/۸۰	-۰/۵۹	۲۲/۵۰±۵/۳۵	۲۰/۵۸±۳/۹۶	-۸/۵۳	۰/۲۸۴ (۰/۰۴۴)	۰/۷۸۷ (۰/۰۰۳)	۰/۳۴۶ (۰/۰۳۴)
	میانه فرکانس	۲/۴۳±۰/۵۱	۲/۴۳±۰/۵۱	۰	۲/۱۶±۰/۳۸	۲/۴۱±۰/۵۱	۱۱/۵۷	۰/۱۹۳ (۰/۰۶۴)	۰/۳۷۶ (۰/۰۳۰)	۰/۱۹۳ (۰/۰۶۴)
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)
پاشنه قسمت خارجی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۲۴/۶۸±۲/۶۵	۲۴/۶۸±۲/۴۱	۰	۲۲/۹۱±۲/۵۳	۲۳/۷۵±۲/۳۷	۲/۸۸	۰/۴۹۶ (۰/۰۱۸)	۰/۰۷۹ (۰/۱۱۴)	۰/۴۹۶ (۰/۰۱۸)
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۲/۵۶±۲/۷۳	۲۲/۰۰±۲/۳۳	-۲/۴۸	۲۲/۴۱±۴/۰۱	۲۳/۰۰±۵/۱۸	۲/۶۳	۰/۹۸۹ (۰/۰۰۰)	۰/۷۰۸ (۰/۰۰۵)	۰/۴۶۶ (۰/۰۲۱)
	میانه فرکانس	۲/۳۱±۰/۴۷	۲/۴۳±۰/۵۱	۵/۱۹	۲/۱۶±۰/۳۸	۲/۱۶±۰/۳۸	۰	۰/۵۹۸ (۰/۰۱۱)	۰/۱۱۵ (۰/۰۹۳)	۰/۵۹۸ (۰/۰۱۱)
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۱/۰۰۰ (۰/۰۰۰)

* سطح معناداری $P<0/05$

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر تمرینات الاستیکی راه رفتن بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در مناطق ده‌گانه پا بیماران کم‌درد طی دویدن بود. نتایج پژوهش نشان داد که تمرینات راه رفتن الاستیکی بر روی مدت زمان اتکا در گروه کنترل و تجربی طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون اثر معناداری را دارا نمی‌باشد.

همچنین نتایج پژوهش نشان داد که تعداد هارمونی‌های ضروری در استخوان کف پای دوم در گروه تجربی طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون کاهش معناداری را دارا بوده است. دامنه فرکانسی محتوای فرکانسی، به همه اجزای سهیم در سیستم حرکتی از جمله استخوان‌ها، عضلات، اعصاب و هر بافت دیگری وابسته است که اثر تعاملی آن باعث تولید حرکت می‌شود.^[۳۶] بلر و همکاران و وبر و همکاران نشان دادند که تمرینات الاستیک موجب افزایش توده عضلانی، افزایش قدرت اندام فوقانی و تحتانی بدن، کاهش میزان چربی شکمی و کل بدن می‌شود.^[۴۱، ۴۰] با کاهش تعداد هارمونی‌های ضروری درد نیز کاهش پیدا می‌کند.^[۳۲، ۱۵] یکی از دلایل احتمالی کاهش تعداد هارمونی‌های ضروری در افراد مبتلا به کم‌درد می‌تواند این موضوع باشد که تمرینات الاستیکی راه رفتن احتمال دارد بازتاب کششی (به دلیل تحریک دوک عضلانی) که سازوکار عصبی-عضلانی اصلی درگیر در انقباض واحدهای حرکتی بیشتر در هنگام اجرای حرکات

پلايومتریك است، در تمرین الاستیک نیز به عنوان سازوکار اصلی مطرح باشد. به نظر می‌رسد با فراخوانی سریع‌تر و همزمان واحدهای حرکتی اثر مثبتی بر ناحیه کمر گذاشته و باعث شده تا این افراد در طی راه رفتن به دلیل کاهش درد فرآیند انتقال وزن بهتر عمل نمایند. احتمالاً به همین دلیل است که تعداد هارمونی‌های ضروری در استخوان کف پایي دوم کاهش یافته است.

محققان سازوکار اثر تمرینات الاستیک را به تغییرات پیوندگاه عصبی-عضلانی مربوط می‌دانند؛ یعنی افزایش بار در این نوع تمرینات باعث کوتاه شدن زمان انتقال پیام الکتریکی در سیناپس عصبی-عضلانی و ذخیره انرژی بالقوه عضله در درون اجزای ارتجاعی خود و در نهایت، منجر به بسیج سریع تارهای عضلانی و هماهنگی درون عضلانی مؤثر عضلات موافق و مخالف می‌شود^[۴۱]؛ به نظر می‌رسد در این تمرین به دلیل فشار نیروهای خارجی که توسط تمرینات الاستیکی راه رفتن به بدن فرد وارد می‌شود، کشش ناگهانی تارهای عضلانی حادث می‌شود. این کشش باعث افزایش طول تارها و در نتیجه، تحریک دوک عضلانی می‌شود و در نهایت، پاسخی پویا صادر می‌شود. سپس سلسله‌ای از تکانش‌های عصبی پی‌درپی از طریق نورون‌های آوران گیرنده‌های اولیه دوک عضلانی به طناب نخاعی فرستاده می‌شود.^[۴۱] در طناب نخاعی نورون آوران با یک نورون حرکتی آلفا سیناپس تشکیل داده، تکانش‌های نیرومندی را به تارهای عضلات اسکلتی بر می‌گرداند و سبب انقباض آن‌ها و غلبه بر نیروهای خارجی می‌شود^[۲۵]؛ بنابراین علت کاهش تعداد هارمونی‌های ضروری نیروهای عکس‌العمل زمین بعد از تمرینات الاستیکی در بیماران کم‌درد می‌تواند به مکانیزم‌های مذکور مرتبط باشد.

نتایج پژوهش نشان داد اثر عامل گروه بر میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در استخوان کف پایي اول و استخوان کف پایي چهارم معنادار بود. به علاوه نتایج پژوهش نشان داد اثر عامل زمان بر تعداد هارمونی‌های ضروری در استخوان کف پایي دوم و میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در قسمت میانی پا معنادار بود. همچنین اثر عامل گروه بر تعداد هارمونی‌های ضروری در انگشت شست پا و استخوان کف پایي چهارم معنادار بود. همچنین نتایج پژوهش نشان داد اثر عامل گروه بر مؤلفه فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد نیروهای عکس‌العمل زمین در انگشت شست پا، استخوان کف پایي اول و قسمت داخلی پاشنه معنادار بود. قدرت ۹۹/۵ درصد از سیگنال نیروهای عکس‌العمل زمین به عنوان اندازه‌گیری لرزش و بی‌ثباتی الگوی حرکتی شناخته می‌شود.^[۳۲، ۴۳] تغییرات در محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین به عنوان معیار لرزش و بی‌ثباتی الگوی حرکت مطرح می‌شود^[۳۷، ۴۴]؛ به طوری که محتوای فرکانسی بالاتر منجر به لرزش و بی‌ثباتی بیشتر می‌شود.^[۳۶، ۳۷] وردمن و همکاران پیشنهاد کردند تجزیه و تحلیل طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین می‌تواند بینش‌هایی در مورد پیشرفت بیماری‌های پاتولوژیک، اسکلتی و عضلانی فراهم کند.^[۳۷] اندام تحتانی نقش مهمی در جذب نیروهای تماسی دارد که اختلال در آن می‌تواند الگوی تولید و جذب مقدار نیروی عکس‌العمل زمین را تحت تأثیر قرار دهد.^[۴۵] وگت و همکاران نشان دادند که در پایان فاز نوسان و در مرحله اتکا اولیه تفاوت‌های قابل توجهی در فعالیت عضله سیرینی بزرگ و دوسرانی وجود دارد.^[۴۶] عضله دوسرانی و سیرینی بزرگ در پایان فاز نوسان خود به طور قابل توجهی در بیماران کم‌درد نسبت به افراد سالم بیشتر و قوی‌تر فعال می‌شوند.^[۴۶] از آنجایی که تمرین راه رفتن الاستیکی بر اندام تحتانی کشیده و بدون خم کردن زانوها و جلوگیری از افتادن لگن تأکید دارد^[۲۲]، این طور به نظر می‌رسد در تمرینات الاستیک راه رفتن تعداد اندکی از مولفه‌ها طی فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین بعد از دوره تمرینی دچار بهبود شده‌اند؛ با این وجود، این امکان وجود دارد که اثرات تمرینات الاستیک راه رفتن در بسیاری از متغیرهای بیومکانیکی دیگر همچون فعالیت الکترومایوگرافی عضلات بیشتر باشد. با بررسی مطالعات گذشته تحقیقی که اثر تمرینات الاستیک راه رفتن را بر بیماران کم‌درد بررسی کند، مشاهده نشده است. به همین دلیل امکان مقایسه مستقیم نتایج حاضر با پژوهش‌های گذشته امکان‌پذیر نیست. روداکی و همکاران اثرات یک جلسه تمرینات الاستیک را روی تعدادی از پارامترهای راه رفتن سالمندان مورد بررسی قرار دادند؛ نتایج آن‌ها افزایش سرعت راه رفتن، طول قدم و کاهش زمان تحمل وزن روی دو پا را بعد از تمرینات الاستیکی نشان داد که نشان دهنده بهبود ثبات و تحرک می‌باشد^[۴۷]؛ با این وجود، اثبات هر چه بهتر این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر دارد. پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان عدم وجود جنسیت مؤنث در نمونه آماری اشاره نمود. از سوی دیگر عدم ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات از دیگر محدودیت‌های این پژوهش بود.

نتیجه‌گیری

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد تمرینات راه رفتن الاستیکی باعث کاهش تعداد هارمونی‌های ضروری در استخوان کف پایي دوم در افراد مبتلا به کم‌درد شد. از آنجایی که کاهش هر یک از شاخص‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین بهبود وضعیت عملکردی بیمار می‌باشد، طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد مبتلا به کم‌درد می‌تواند ارزش کلینیکی در توان‌بخشی این افراد داشته باشد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از طرح دانشگاهی می‌باشد و داده‌های این پژوهش در آزمایشگاه دانشگاه محقق اردبیلی جمع‌آوری شده است. بدین‌وسیله از تمامی عزیزانی که در انجام این تحقیق همکاری نمودند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

1. Maher C, Underwood M, Buchbinder R. Non-specific low back pain. *The Lancet*. 2017;389(10070):736-47.
2. 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. *Annals of the rheumatic diseases*. 2014;73(6):968-74.
3. Balagué F, Mannion AF, Pellisé F, Cedraschi C. Non-specific low back pain. *The Lancet*. 2012;379(9814):482-91.
4. Itz CJ, Geurts J, Van Kleef M, Nelemans P. Clinical course of non-specific low back pain: A systematic review of prospective cohort studies set in primary care. *European journal of pain*. 2013;17(1):5-15.
5. Airaksinen O, Brox JI, Cedraschi C, Hildebrandt J, Klüber-Moffett J, Kovacs F, et al. Chapter 4 European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *European spine journal*. 2006;15:s192-s300.
6. Hartvigsen J, Hancock MJ, Kongsted A, Louw Q, Ferreira ML, Genevay S, et al. What low back pain is and why we need to pay attention. *The Lancet*. 2018.
7. Naghavi M, Abajobir AA, Abbafati C, Abbas KM, Abd-Allah F, Abera SF, et al. Global, regional, and national age-sex specific mortality for 264 causes of death, 1980–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *The Lancet*. 2017;390(10100):1151-210.
8. Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement*: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
9. Monteiro M, Gabriel R, Aranha J, e Castro MN, Sousa M, Moreira M. Influence of obesity and sarcopenic obesity on plantar pressure of postmenopausal women. *Clinical Biomechanics*. 2010;25(5):461-7.
10. Ackland TR, Elliott B, Bloomfield J. *Applied anatomy and biomechanics in sport: Human Kinetics*; 2009.
11. Bellchamber T, van den Bogert AJ. Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. *Journal of biomechanics*. 2000;33(11):1397-403.
12. Lehmann JF, Warren CG, Scham SM. Therapeutic heat and cold. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1974;99:207-45.
13. Hertling D, Kessler RM, Shimandle SA. *Management of Common Musculoskeletal Disorders, Physical Therapy Principles and Methods*. Dimensions of Critical Care Nursing. 1990;9(5):279.
14. Podraza JT, White SC. Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle co-contraction during an impact-like deceleration landing: implications for the non-contact mechanism of ACL injury. *The Knee*. 2010;17(4):291-5.
15. Farahpour N, Jafarnejadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018;39:35-41.
16. Sertpoyraz F, Eyigor S, Karapolat H, Capaci K, Kirazli Y. Comparison of isokinetic exercise versus standard exercise training in patients with chronic low back pain: a randomized controlled study. *Clinical rehabilitation*. 2009;23(3):238-47.
17. Noori S, Ghasemi G, Khayambashi K, Karimi A, Minasian V, Alizamani S. Effect of Exercise Therapy and Physiotherapy on Patients with Chronic Low Back Pain. *Journal of Isfahan Medical School*. 2011;29(151).
18. Fong SS, Tam Y, Macfarlane DJ, Ng SS, Bae Y-H, Chan EW, et al. Core muscle activity during TRX suspension exercises with and without kinesiology taping in adults with chronic low back pain: implications for rehabilitation. *Evidence-based complementary and alternative medicine*. 2015;2015.
19. Javadian Y, Akbari M, Talebi G, Taghipour-Darzi M, Janmohammadi N. Influence of core stability exercise on lumbar vertebral instability in patients presented with chronic low back pain: a randomized clinical trial. *Caspian journal of internal medicine*. 2015;6(2):98.
20. Macedo LG, Maher CG, Latimer J, McAuley JH. Motor control exercise for persistent, nonspecific low back pain: a systematic review. *Physical therapy*. 2009;89(1):9-25.
21. Miyamoto GC, Moura KF, Franco YRdS, de Oliveira NTB, Amaral DDV, Branco ANC, et al. Effectiveness and cost-effectiveness of different weekly frequencies of Pilates for chronic low back pain: randomized controlled trial. *Physical therapy*. 2016;96(3):382-9.
22. Schleip R, Baker A. *Fascia in sport and movement*: Handspring Publishing; 2015.
23. Ghigiarelli JJ, Nagle EF, Gross FL, Robertson RJ, Irrgang JJ, Myslinski TJJ, et al. The effects of a 7-week heavy elastic band and weight chain program on upper-body strength and upper-body power in a sample of division 1-AA football players. 2009;23(3):756-64.
24. Damush TM, Damush Jr JGJTG. The effects of strength training on strength and health-related quality of life in older adult women. 1999;39(6):705-10.
25. Ghigiarelli JJ, Nagle EF, Gross FL, Robertson RJ, Irrgang JJ, Myslinski T. The effects of a 7-week heavy elastic band and weight chain program on upper-body strength and upper-body power in a sample of division 1-AA football players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009;23(3):756-64.
26. Wallace BJ, Winchester JB, Mcguigan MR. Effects of elastic bands on force and power characteristics during the back squat exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2006;20(2):268-72.

27. Zion AS, De Meersman R, Diamond B, Bloomfield D. A home-based resistance-training program using elastic bands for elderly patients with orthostatic hypotension. *Clinical Autonomic Research*. 2003;13(4):286-92.
28. Ebben WE, Jensen RL. Electromyographic and kinetic analysis of traditional, chain, and elastic band squats. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2002;16(4):547-50.
29. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. 2012;27(10):1058-63.
30. Stergiou N. Innovative analyses of human movement: Human Kinetics Champaign, IL; 2004.
31. Giakas G, Baltzopoulos V. Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives. 1997;30(8):851-5.
32. Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield PH, Dorgan JC, Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. 1996;21(19):2235-42.
33. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou NJ. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. 2011;26(2):207-12.
34. White R, Agouris I, Selbie R, Kirkpatrick MJ. The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait. 1999;14(3):185-92.
35. Crowe A, Schiereck P, De Boer R, Keessen W. Characterization of human gait by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. 1995;42(3):293-303.
36. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. *Clinical Biomechanics*. 2012;27(10):1058-63.
37. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. *Clinical Biomechanics*. 2011;26(2):207-12.
38. Schneider E, Chao E. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. *Journal of biomechanics*. 1983;16(8):591-601.
39. Cohen J. A power primer. *Psychological bulletin*. 1992;112(1):155.
40. Bellar DM, Muller MD, Barkley JE, Kim C-H, Ida K, Ryan EJ, et al. The effects of combined elastic-and free-weight tension vs. free-weight tension on one-repetition maximum strength in the bench press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2011;25(2):459-63.
41. Webber SC, Porter MM. Effects of ankle power training on movement time in mobility-impaired older women. *Medicine and science in sports and exercise*. 2010;42(7):1233-40.
42. Giakas G, Baltzopoulos V. Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives. *Journal of biomechanics*. 1997;30(8):851-5.
43. Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield PH, Dorgan JC, Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine*. 1996;21(19):2235-42.
44. Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *Clinical Biomechanics*. 2002;17(8):615-7.
45. Payandeh M, Khoshrafr Yazdi N, Ebrahimi Atri A, Damavandi M. Evaluation of the Horizontal Components Ground Reaction Force During Gait of Children with Flat Foot. *Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation*. 2015;4(2):15-23.
46. Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Manual therapy*. 2003;8(1):21-8.
47. Rodacki AL, Souza RM, Ugrinowitsch C, Cristopoliski F, Fowler NE. Transient effects of stretching exercises on gait parameters of elderly women. *Manual therapy*. 2009;14(2):167-72.