Medical Journal
of
Tabriz University of Medical Sciences and Health Services

Original Article

The frequency domain of ground reaction forces during running in patients with low back pain: comparing with healthy control group

AmirAli Jafarnezhadgero[1], Hamed Sheikhalizade[2], Mahrokh Dehghani[1]

[1]Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Iran
[2]MSc Student of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
*Corresponding author; E-mail: Amiralijafarnezhad@gmail.com

Received: 21 February 2018 Accepted: 14 March 2018 First Published online: 19 May 2020
Med J Tabriz Uni Med Sciences Health Services. 2020 June- July; 42(2):143-151

Abstract

Background: Walking and running frequency domain analysis of ground reaction forces are associated with injuries. Comparison of frequency domain analysis of ground reaction forces could be useful in rehabilitation of low back patients. The objective of this study was to investigate frequency domain of ground reaction forces during running in patients with low back pain compared to healthy control ones.

Methods: This study was a semi-experimental. The statistical sample of the present study include forty males that divided into a healthy control group (n=20) and a group of patients with low back pain (n=20). A foot scan system (sampling rate: 300 Hz) was used for measuring ground reaction forces in ten regions of the foot during running. Independent sample t-test was used for statistical analysis. Alpha level was set at $p<0.05$.

Results: The frequency content with power 99.5% in the Toe 1 region in low back patients group was significantly greater that that healthy group by 50% (P=0.017). Also, the frequency content with power 99.5% in the Toe 1-5 region in low back patients group was significantly lower than that healthy group (P=0.007). Number of essential harmonics in forth metatarsal in low back patients group was greater than that healthy ones (P=0.049).

Conclusion: Patients with low back pain had lower running speed than that healthy ones and therefore lower values of most of the components of the frequency may be due to the guarded gait mechanism in these patients. This altered running speed and lower frequency content is suggestive of a lower mechanical efficiency of running in patients with low back pain.

Keyword: Low back pain, Running, Ground reaction force, Frequency content

How to cite this article: Jafarnezhadgero A A, Sheikhalizade H, Dehghani M. [The frequency domain of ground reaction forces during running in patients with low back pain: comparing with healthy control group]. Med J Tabriz Uni Med Sciences Health Services. 2020 June- July; 42(2):143-151. 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.

مقاله پژوهشی

تعیین اثر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن در بیماران کمردرد در مقایسه با همسالان سالم

امیرعلی جعفرنژاد گرو[۱]، حامد شیخعلی زاده[۲]، ماهرخ دهقانی[۱]

[۱] گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
[۲] دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
* نویسنده مسوول؛ ایمیل: Amiralijafarnezhad@gmail.com

دریافت: ۱۳۹۷/۵/۳ پذیرش: ۱۳۹۷/۸/۷ انتشار برخط: ۱۳۹۹/۲/۳۰
مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی- درمانی تبریز. خرداد و تیر ۱۳۹۹؛ ۴۲(۲): ۱۴۳-۱۵۱

چکیده

زمینه: فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی حرکات انتقالی همچون راه رفتن و دویدن با ایجاد آسیب مرتبط است. مقایسه فرکانس نیروهای عکس-العمل زمین در افراد دارای کمردرد و افراد سالم می‌تواند در بازتوانی بیماران کمردرد مفید می‌باشد. هدف پژوهش حاضر بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در بیماران کمردرد در مقایسه با همسالان سالم آن‌ها انجام شد.

روش کار: نوع مطالعه در این تحقیق مقطعی-عرضی می‌باشد. همچنین نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۴۰ نفر مرد بود که به ترتیب در دو گروه سالم (تعداد ۲۰ نفر) و بیماران دارای عارضه کمردرد (تعداد ۲۰ نفر) قرار گرفتند. برای اندازه‌گیری متغیرهای نیروی عکس‌العمل در نواحی ده‌گانه پا از دستگاه فوت-اسکن (نرخ نمونه برداری: ۳۰۰ هرتز) استفاده شد. از آزمون آماری تی مستقل جهت مقایسه بین‌گروهی استفاده شد. سطح معناداری برابر $P<۰/۰۵$ بود.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در قسمت استخوان کف پایی اول در گروه کمردرد حدود ۵۰ درصد بیشتر از گروه سالم است ($P=۰/۰۱۷$). همچنین فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در بخش داخلی پاشنه در گروه کمردرد کمتر از گروه سالم بود ($P=۰/۰۰۷$). همچنین تعداد هارمونی‌های ضروری در قسمت استخوان کف پایی چهارم در گروه کمردرد بیشتر از گروه سالم بود ($P=۰/۰۴۹$).

نتیجه‌گیری: در بیماران مبتلا به عارضه کمردرد مزمن سرعت دویدن کمتر از افراد سالم است و مقادیر پایین اغلب مولفه‌های طیف فرکانس می‌تواند حاکی از الگوی راه رفتنی محافظتی در این بیماران باشد. این تغییر سرعت و فرکانس پایین هنگام دویدن، نشان‌دهنده کاهش کارآیی مکانیکی در بیماران مبتلا به کمردرد است.

کلید واژه ها: کمردرد، دویدن، نیروی عکس‌العمل زمین، محتوای فرکانس

نحوه استناد به این مقاله: جعفرنژادگرو ا ع، شیخعلی زاده ح، دهقانی م. تعیین اثر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن در بیماران کمردرد در مقایسه با همسالان سالم. مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی- درمانی تبریز. ۱۳۹۹؛ ۴۲(۲):۱۴۳-۱۵۱

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.

مقدمه

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 (۱). کمردرد در بسیاری از افراد بصورت آشکار وجود ندارد، در حالی که افراد دیگر علائمی مانند درد ستون مهره‌ها درد در پا و پایین تنه را تجربه می‌نمایند (۲). در بدترین حالت کمردرد شدید می‌تواند باعث آسیب جبران-ناپذیر به اعصاب محیطی شود و منجر به معلولیت شود. بنابراین بار اجتماعی و اقتصادی زیادی را به جامعه تحمیل می‌کند (۳). این عارضه یک اختلال اسکلتی عضلانی شایع در طول عمر است که شیوع آن توسط سازمان بهداشت جهانی (World Health Organization) به میزان ۸۴ درصد گزارش شده است (۴). میزان شیوع این آسیب در ایران نیز متفاوت است به گونه‌ای که ۱۷ درصد در کودکان، ۶۲ درصد در پرستاران و ۸۴ درصد در زنان باردار گزارش شده است (۵, ۶). عوامل مختلفی که موجب کمردرد می‌شوند عبارت از عوامل مادرزادی، برخورد، التهاب، مکانیکی و همچنین وزن زیاد می‌باشد (۷).

گزارش شده است که کمردرد می‌تواند برمیزان نیروی عکس العمل زمین اثرگذار باشد (۸). در واقع، درد می‌تواند باعث تغییر در نیروهای عکس‌العمل زمین طی حرکات انتقالی ازجمله راه رفتن و دویدن شود. احتمالا سایر مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین نیز به‌طور مشابه می‌تواند تحت تاثیر قرار گیرد (۹). نیروهای عکس-العمل زمین تولید شده در طی حرکات انتقالی همچون راه رفتن و دویدن شامل نیروهای عمودی، قدامی–خلفی و داخلی–خارجی می‌باشند (۹). نیروهای قدامی–خلفی نیروهای ترمز بوده و نیروهای داخلی–خارجی نمایانگر حرکت دوطرفه در طی حرکات انتقالی همچون راه رفتن و دویدن است (۹). با توجه به نیروهای قدامی–خلفی، بطور کلی فرض می‌شود که افراد دارای کمردرد نیروی کمتری را هنگام ترمز تحمل می‌کنند (۱۰). یکی از مولفه-های نیروی عکس‌العمل زمین که نقش به سزایی را در ایجاد یا پیشگیری از آسیب‌ها دارد، طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین است. یک ابزار برای ارزیابی تغییرات مکانیکی در راه رفتن، تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس است که توانایی بررسی کل چرخه حرکات انتقالی همچون راه رفتن و دویدن را دارد و نه فقط نقاط گسسته خاص مانند حداکثر یا حداقل مقدار زاویه مشترک در طی چرخه حرکات انتقالی همچون راه رفتن و دویدن را فراهم می‌کند. تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس جزئیات مربوط به مجموعه‌ای از فرکانس‌ها را تشکیل می‌دهد (۱۱, ۱۲). برای تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس معمولا از یک تبدیل فوریه برای توصیف یک حرکت دوره‌ای استفاده می‌شود که به تشریح ویژگی‌های اجزای آناتومیکی مختلفی که حاکم بر الگوی دوره‌ای است، می‌پردازد (۱۳). در تجزیه و تحلیل حرکات انتقالی همچون راه رفتن و دویدن، یک سیگنال مجموع نوسانا ت تولید کننده حرکت را نشان می‌دهد. با تجزیه و تحلیل سیگنال‌های یک الگوی حرکت انتقالی همچون راه رفتن و دویدن می‌توان الگوهای حرکت زاویه‌ای مفصل مچ پا، زانو و ران و یا نیروهای عکس‌العمل زمین را در طول مرحله اتکا به دست آورد. تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین که به عنوان نیروهای اعمال شده به زمین در طول مرحله اتکا می‌باشد، قبلا برای ارزیابی حرکات انتقالی همچون راه رفتن و دویدن افراد سالم و آسیب‌دیده استفاده شده است (۱۴, ۱۵). در بررسی Stergiou و همکاران (۱۵) بر روی سالمندان گزارش شد که دامنه فرکانس در جهت قدامی–خلفی در افراد جوان سالم به میزان قابل ملاحظه‌ای کاهش داشت، زیرا سالمندان سرعت کمتری در حرکت داشتند. Jacobs و همکاران (۱۳) دامنه فرکانس نیروهای عکس‌العمل را در بیماران اسکولیز بررسی کردند و این مطالعه آن‌ها از این لحاظ دارای اهمیت است که اسکولیز یک ناهنجاری ستون فقرات است که به نظر می‌رسد بر تعادل و حرکات انتقالی همچون راه رفتن و دویدن در هر سه سطح تاثیرگذار است با توجه به این که طیف فرکانس نیروهای عکس-العمل زمین به عنوان یک شاخص مهم است که در ایجاد آسیب یا پیشگیری از آن نقش دارد، به نظر می‌رسد مقایسه آن در افراد کمردرد و افراد سالم مفید باشد، از طرفی پژوهش‌گر در این زمینه هیچ‌گونه مطالعه‌ای را مشاهده نکرد. علی‌رغم اهمیت بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین، اثر عارضه کمردرد بر روی مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی فرایند دویدن تاکنون به لحاظ علمی مورد بررسی قرار نگرفته است. بنابراین، هدف این مطالعه بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن در بیماران کمردرد در مقایسه با همسالان سالم می‌باشد.

روش‌کار

با استفاده از نرم‌افزار G*Power، حجم نمونه حداقلی ۴۰ نفر برآورد شد تا توان آماری ۰/۸، اندازه اثر ۰/۹۵ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ حاصل شود (۱۶). همچنین آزمودنی‌ها با روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند. طرح پژوهش حاضر به تایید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی اردبیل با کد IR.ARUMS.REC.1397.031 رسید. شرایط ورود به تحقیق در هر دو گروه سالم و افراد با سابقه کمردرد عبارت بود از: سن ۲۵–۱۸سال، غیر ورزشکار، نداشتن بیماری سیستمیک، جراحی، ضربه به ستون فقرات، عدم اختلال ساختاری در ستون فقرات و اندام تحتانی، عدم درد تیرکشنده و علائم نورولوژیکی در اندام تحتانی. افرادی در گروه کمردرد مزمن مکانیکال قرار می‌گرفتند که یکی از دو مشخصه زیر را دارا بودند: حداقل به مدت ۶ هفته قبل از

تحقیق به کمردرد مبتلا بوده و یا در طی یکسال گذشته دو بار به کمردرد مبتلا شده و هر بار بیش از یک هفته طول کشیده است. افراد در صورت داشتن سابقه ضربه، جراحی، بیماری سیستمیک، عدم قرینگی در اندام تحتانی، اشکال ساختاری نظیر اسکولیوز در ستون فقرات، محدودیت حرکتی در مفاصل اندام تحتانی و کوتاهی عضلات اندام تحتانی کنار گذاشته شدند، هر آزمودنی فرم رضایت نامه را تکمیل و امضا نمودند. قبل از اجرای آزمون، اهداف و روش مطالعه برای آزمودنی‌ها شرح داده شد. دستگاه فوت‌اسکن در نیمه راه یک مسیر ۱۵ متری به گونه ی قرار گرفت که آزمودنی حداقل ۶ گام قبل از رسیدن به دستگاه فوت‌اسکن بر می‌داشت. داده‌های متغیرهای فشار کف‌پایی با استفاده از نرم‌افزار (آر، اس، اسکن) و با فرکانس نمونه‌برداری ۳۰۰ هرتز ثبت شد. کوشش دویدن صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه فوت‌اسکن بود. اگر فوت‌اسکن توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف قرار می‌گرفت یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می‌شد، کوشش دویدن تکرار می‌شد. برای تنظیم قرارگیری پای آزمودنی‌ها بر روی فوت‌اسکن طی دویدن، ۵ مرتبه عمل دویدن به طور آزمایشی توسط هر آزمودنی انجام گرفت. پس از آن ۵ کوشش قابل قبول با سرعت خودانتخابی انجام شد و الگوی دویدن پاشنه به پنجه (کینتیکی) هر آزمودنی ثبت گردید. فاز برخورد پاشنه با زمین توسط بیشتر بودن نیروی عمودی عکس-العمل بیشتر از ۲۰ نیوتن و جداشدن پنجه توسط آخرین داده بیشتر از ۲۰ نیوتن مشخص گردید (۱۷, ۱۸). داده‌های نیروی عکس-العمل زمین با استفاده از فیلتر باترورث مرتبه چهارم و با برش فرکانس ۵۰ هرتز انجام شد. پس از فیلتر کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین، تحلیل هارمونیک طبق رابطه زیر و با استفاده از نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۶ از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد.

طیف گسسته، دامنه فرکانس به‌صورت مضربی 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

برای ارزیابی محتوای فرکانس نیروی، شاخص‌های زیر محاسبه می‌شوند (۱۹, ۲۰).

رابطه (۲)

$$\int_0^{f99.5} p(f)df = 0.995 \times \int_0^{fmax} p(f)df$$

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.

رابطه (۳)

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

f_{max}= حداکثر فرکانس سیگنال

f_{med} = میانه فرکانس سیگنال

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)

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

f_{max}= حداکثر فرکانس سیگنال

f_{min} = حداقل فرکانس سیگنال

f_{band}= پهنای باند سیگنال

p_{max} = حداکثر توان سیگنال

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود. که بر طبق روش Schneider و همکاران (۲۱)، تعداد هارمونیک ضرور n_e برای بازسازی سطح ۹۵٪ از داده‌ها به‌عنوان تعدادی از هارمونیک‌ها که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شد.

رابطه (۵)

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

نرمال بودن توضیع داده‌ها توسط آزمون شاپیرو‌ویلک مورد تأیید قرار گرفت. همچنین برای تحلیل آماری داده‌ها از روش آماری تی مستقل استفاده شد. تمام تحلیل‌های آماری در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام شد.

نتایج

آزمودنی پژوهش حاضر، شامل ۲۰ نفر مرد سالم با میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر ۴/۲۹ ± ۲۹/۶۶ سال، ۱۱/۶۶ ± ۱۷۰/۵۲ سانتی‌متر و ۱۵/۴۲ ± ۶۶/۵۶ کیلوگرم و ۲۰ نفر مرد دارای عارضه کمردرد با میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر ۵/۱۴ ± ۲۸/۴۱ سال، ۶/۲ ± ۱۷۳/۷ سانتی‌متر و ۴/۷ ± ۶۸/۳ کیلوگرم بود.

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که سرعت دویدن در گروه سالم (۰/۱۳±۰/۸۲ متر بر ثانیه) به طور معناداری بیشتر از سرعت

دویدن در گروه دارای عارضه کمردرد (۰/۱۲±۰/۷۳ متر بر ثانیه) می‌باشد (P<۰/۰۳۹). هیچ یک از مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (شامل فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، تعداد هارمونی‌های ضروری، میانه فرکانس، پهنای باند فرکانس) بین دو گروه سالم و کمردرد اختلاف معناداری را نشان ندادند (P>۰/۰۵)(جدول ۱). میانه فرکانس در مولفه‌ی عمودی انگشت شست پا در گروه سالم به میزان ۲۷/۵ درصد از گروه دچار عارضه کمردرد بیشتر بود (P=۰/۰۰۰۵؛ اندازه اثر بزرگ)(جدول ۱). همچنین میانه فرکانس در مولفه‌ی عمودی انگشتان دوم تا پنجم پا در گروه سالم به میزان ۲۲/۵ درصد از گروه دچار عارضه کمردرد بیشتر بود (P=۰/۰۰۰۵؛ اندازه اثر بزرگ)(جدول ۲). میانه فرکانس در مولفه‌ی عمودی قسمت میانی پا در گروه سالم به میزان ۴۷/۵ درصد از گروه دارای عارضه کمردرد بیشتر بود (P=۰/۰۰۰۵؛ اندازه اثر بزرگ) (جدول ۲). همچنین فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه‌ی عمودی قسمت داخلی پاشنه در گروه سالم به میزان ۱۴/۷ درصد از گروه دارای عارضه کمردرد بیشتر بود (P=۰/۰۰۷؛ اندازه اثر بزرگ) (جدول ۲). میانه فرکانس در مولفه‌ی عمودی قسمت داخلی پاشنه در گروه سالم به میزان ۴۷/۵ درصد از گروه دچار عارضه کمردرد کمتر بود (P=۰/۰۰۰۵؛ اندازه اثر بزرگ) (جدول ۲). به علاوه میانه فرکانس در مولفه‌ی عمودی قسمت خارجی پاشنه در گروه سالم به میزان ۱۷/۵ درصد از گروه دارای عارضه کمردرد کمتر بود (P=۰/۰۰۰۵؛ اندازه اثر بزرگ) (جدول ۲).

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین

راستا	متغیر	گروه سالم	گروه کمردرد	سطح معناداری	اندازه اثر
مولفه‌های عمودی نیروی عکس العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۸/۸۰ ± ۱/۴۳	۷/۷۵ ± ۲/۰۲	۰/۰۶۶	۰/۶۱
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۹ ± ۴/۸۹	۲۰ ± ۵/۸۸	۰/۴۵۲	۰/۲۴
	میانه فرکانس	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰

* سطح معناداری P<۰/۰۵

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در نواحی انگشتان پا، میانی پا و پاشنه

راستا	متغیر	گروه سالم	گروه کمردرد	سطح معناداری	اندازه اثر
انگشت شست پا	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۷/۰۵ ± ۴/۸۰	۷/۴۰ ± ۴/۵۰	۰/۸۱۳	۰/۰۸
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۴/۱۵ ± ۴/۸۷	۱۶/۹۰ ± ۶/۱۱	۰/۱۲۴	۰/۵۰
	میانه فرکانس	۲/۵۵ ± ۰/۵۱	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	* ۰/۰۰۰	۲/۱۶
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
انگشتان ۲ تا ۵ پا	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۷/۱۰ ± ۳/۷۰	۷/۰۵ ± ۴/۱۱	۰/۹۶۸	۰/۰۱
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۵/۱۵ ± ۵/۱۰	۱۷/۸۵ ± ۵/۸۳	۰/۱۲۸	۰/۴۹
	میانه فرکانس	۲/۴۵ ± ۰/۵۱	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	* ۰/۰۰۰	۱/۷۶
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
قسمت میانی پا	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۷/۱۰ ± ۱/۸۹	۶/۳۵ ± ۱/۱۴	۰/۱۳۶	۰/۵۰
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۹/۱۵ ± ۳/۵۹	۱۹/۱۵ ± ۴/۱۷	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	میانه فرکانس	۲/۹۵ ± ۰/۲۲	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	* ۰/۰۰۰	۸/۵۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
پاشنه قسمت داخلی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۱/۷۰ ± ۱/۷۸	۱۰/۲۰ ± ۱/۵۴	* ۰/۰۰۷	۰/۹۰
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۳/۷ ± ۳/۳۳	۲۴/۹۵ ± ۲/۳۵	۰/۱۷۸	۰/۴۴
	میانه فرکانس	۲/۹۵ ± ۰/۲۲	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	* ۰/۰۰۷	۱/۲۸
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
پاشنه قسمت خارجی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۱/۷۰ ± ۱/۷۸	۱۲/۱۰ ± ۱/۷۱	۰/۴۷۴	۰/۲۳
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۳/۷۰ ± ۳/۳۳	۲۴/۷۵ ± ۲/۶۵	۰/۲۷۷	۰/۳۵
	میانه فرکانس	۲/۳۵ ± ۰/۴۹	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	* ۰/۰۰۳	۱/۴۳
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰

* سطح معناداری P<۰/۰۵

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در نواحی استخوان‌های کف پایی

راستا	متغیر	گروه سالم	گروه کمردرد	سطح معناداری	اندازه اثر
استخوان کف پایی اول	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۴/۷۰ ± ۰/۹۲	۷/۰۵ ± ۴/۱۱	❋ ۰/۰۱۷	۰/۹۳
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۵/۸۵ ± ۵/۶۲	۱۷/۸۵ ± ۵/۸۳	۰/۲۷۷	۰/۳۵
	میانه فرکانس	۲/۹۰ ± ۰/۳۱	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	❋ ۰/۰۰۰	۵/۸۵
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
استخوان کف پایی دوم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۵/۵۵ ± ۲/۰۶	۵/۰۰ ± ۰/۷۹	۰/۲۷۳	۰/۳۸
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۵/۵۵ ± ۴/۶۳	۱۷/۲۰ ± ۶/۴۸	۰/۳۶۰	۰/۳۰
	میانه فرکانس	۲/۷۰ ± ۰/۴۷	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	❋ ۰/۰۰۰	۲/۹۸
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
استخوان کف پایی سوم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۴/۷۵ ± ۰/۹۱	۴/۵۰ ± ۰/۶۱	۰/۳۱۳	۰/۳۳
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۵/۵۵ ± ۴/۴۲	۱۷/۶۵ ± ۳/۹۰	۰/۱۱۹	۰/۵۱
	میانه فرکانس	۲/۷۵ ± ۰/۴۴	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	❋ ۰/۰۰۰	۳/۳۸
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
استخوان کف پایی چهارم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۵/۴۰ ± ۱/۳۱	۵/۱۵ ± ۰/۵۹	۰/۴۴۲	۰/۲۶
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۵/۶۵ ± ۱/۹۳	۱۷/۶۰ ± ۳/۸۳	❋ ۰/۰۴۹	۰/۶۸
	میانه فرکانس	۲/۸۰ ± ۰/۴۱	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	❋ ۰/۰۰۰	۳/۹۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
استخوان کف پایی پنجم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۷/۴۰ ± ۲/۴۴	۶/۲۵ ± ۱/۶۸	۰/۰۹۰	۰/۵۶
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۷/۷ ± ۳/۶۱	۱۷/۳۰ ± ۳/۸۵	۰/۷۳۷	۰/۱۱
	میانه فرکانس	۲/۵۵ ± ۰/۵۱	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	❋ ۰/۰۰۰	۲/۱۶
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰

❋ سطح معناداری P<۰/۰۵

فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه‌ی عمودی استخوان کف پایی اول پا در گروه سالم به میزان ۵۰ درصد از گروه دارای عارضه کمردرد بیشتر بود (P=۰/۰۰۱۷؛ اندازه اثر بزرگ)(جدول ۳). به‌علاوه میانه فرکانس در مولفه‌ی عمودی استخوان کف پایی اول پا در گروه سالم به میزان ۴۵ درصد از گروه دارای عارضه کمردرد کمتر بود (P=۰/۰۰۰۵؛ اندازه اثر بزرگ)(جدول ۳). همچنین میانه فرکانس در مولفه‌ی عمودی استخوان کف پایی دوم پا در گروه سالم به میزان ۳۵ درصد از گروه دارای عارضه کمردرد بیشتر بود (P=۰/۰۰۰۵؛ اندازه اثر بزرگ)(جدول ۳). میانه فرکانس در مولفه‌ی عمودی استخوان کف پایی سوم پا در گروه سالم به میزان ۳۷/۵ درصد از گروه دارای عارضه کمردرد بیشتر بود (P=۰/۰۰۰۵؛ اندازه اثر بزرگ) (جدول ۳). به‌علاوه تعداد هارمونی های ضروری در مولفه‌ی عمودی استخوان کف پایی چهارم پا در گروه سالم به میزان ۱۲/۴ درصد از گروه دارای عارضه کمردرد کمتر بود (P=۰/۰۰۰۵؛ اندازه اثر متوسط) (جدول ۳). میانه فرکانس در مولفه‌ی عمودی استخوان کف پایی چهارم پا در گروه سالم به میزان ۴۰ درصد از گروه دارای عارضه کمردرد بیشتر بود (P=۰/۰۰۰۵؛ اندازه اثر بزرگ) (جدول ۳). همچنین میانه فرکانس در مولفه‌ی عمودی استخوان کف پایی پنجم پا در گروه سالم به میزان ۲۷/۵ درصد از گروه دارای عارضه کمردرد بیشتر بود (P=۰/۰۰۰۵؛ اندازه اثر بزرگ) (جدول ۳).

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس-العمل زمین در مناطق دهگانه پا طی دویدن در بیماران کمردرد در مقایسه با همسالان سالم بود. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که سرعت دویدن در گروه دارای عارضه کمردرد به طور معناداری کمتر از سرعت دویدن در گروه سالم بود، که احتمالا بدلیل احتیاط در هنگام دویدن (دویدن محافظتی) و ترس از درد است (۲۲). در تحقیق Muller و همکاران بیان شده است نیروهای قدامی-خلفی ترمز در گروه دارای عارضه کمردرد کمتر از همسالان سالم خود بود که احتمالا بدلیل کمتر بودن سرعت دویدن است (۲۲).

میانه فرکانس در قسمت انگشت شست پا، انگشتان ۲ تا ۵ پا، اولین استخوان کف پایی، سومین استخوان کف پایی، قسمت میانی کف پا در گروه سالم به ترتیب به میزان ۲۷/۵ درصد، ۲۲/۵ درصد، ۴۵/۵ درصد، ۳۷/۵ درصد و ۴۷/۵ درصد از گروه دارای عارضه

کمردرد بیشتر بود. با وجود این، میانه فرکانس در قسمت استخوان چهارم کف پایی در گروه سالم به میزان ۴۰ درصد از گروه دارای عارضه کمردرد بیشتر بود. میانه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین با مولفه‌های سیستم عصبی حرکتی هنگامی که بدن نیرویی را به زمین اعمال می‌نماید مرتبط است. به عنوان مثال سینتیک انقباضی آهسته دارای نوسان کمتر در عضله است، بنابراین میانه فرکانس کمتری را سبب می‌گردد (۱۹). گزارش شده است که میانه فرکانس راه رفتن در افراد دارای آسیب (آسیب عروق محیطی و افراد دارای دردهای مختلف) و افراد سالم وجود دارد (۲۳-۲۶) که این پژوهش‌ها با نتایج پژوهش حاضر در ارتباط با بیماران کمردرد همسو می‌باشد. گزارش شده است که طی دویدن با الگوهای پاشنه-پنجه و پنجه-پاشنه بیشینه توان سیگنال متفاوت می‌باشد (۲۷). بنابراین با استفاده از تداخلاتی همچون راه رفتن و دویدن با الگوهای برخورد پاشنه-پنجه و پنجه-پاشنه می‌توان الگوی طیف فرکانس را در بیماران کمردرد به افراد سالم نزدیکتر کرد.

مقدار فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در قسمت داخلی پا در گروه سالم به میزان ۱۴/۷ درصد از گروه دارای عارضه کمردرد بیشتر بود. فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در نیروهای عکس‌العمل زمین برای اندازه‌گیری نوسان و بی‌ثباتی الگوی حرکتی است (۱۵, ۲۸) که بالاتر از محتوای فرکانس داده‌ها، نشانه بی‌ثباتی و نوسان است. یکی از دلایل کمتر بودن احتمالی فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در بیماران کمردرد در مقایسه با افراد سالم می‌تواند الگوی راه رفتن محافظتی در بیماران کمردرد باشد که جهت جلوگیری از تشدید درد در این بیماران رخ می‌دهد (۲۲). گزارش شده است که ارتوز پا سبب کاهش فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد نیروی عکس-العمل زمین می‌شود. بنابراین استفاده از تداخلاتی همچون ارتوز و تمرین درمانی می‌تواند در بهبود فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در بیماران کمردرد مؤثر باشد.

همچنین تعداد هارمونی‌های ضروری در قسمت استخوان چهارم کف پایی در گروه سالم به میزان ۱۲/۴ درصد از گروه دارای عارضه کمردرد کمتر بود. گزارش شده است که بیماران کمردرد دارای الگوی هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی متفاوتی بین ناحیه کمری و لگنی در مقایسه با افراد سالم طی راه رفتن و دویدن هستند. به این ترتیب گزارش شده است که هماهنگی بین تنه و لگن در بیماران کمردرد دچار کاهش می‌شود (۲۹). نتایج پژوهش حاضر نشان داد که کمردرد نه تنها بیومکانیک ناحیه تنه-کمری و لگنی را درگیر می‌نماید بلکه بر مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین همچون تعداد هارمونی‌های ضروری در قسمت استخوان کف پایی چهارم نیز اثرگذار بوده و سبب افزایش آن می‌شود. پهنای باند فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در مناطق دهگانه پا بین دو گروه سالم و کمردرد اختلاف معناداری را نشان نداد. پهنای باند فرکانس مرتبط با تمام اجزای سیستم عصبی، استخوان‌ها، عضلات و بافت همبند است که با یکدیگر برای تولید حرکت همکاری دارند. به عنوان مثال کاهش پهنای باند فرکانس-های حرکتی، نشان دهنده محدودیت پدیده‌های نوسان در یک یا چند مورد از این ساختارها است (۱۹). باوجود این، نتایج پژوهش حاضر در پهنای باند فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین بین دو گروه سالم و کمردرد اختلاف معنی‌داری را نشان نداد.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می-توان به عدم وجود جنسیت مؤنث در نمونه آماری اشاره نمود. از سوی دیگر عدم ثبت همزمان متغیرهای کینماتیکی و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات از دیگر محدودیت‌های این پژوهش بود. همچنین در پژوهش حاضر سرعت راه رفتن به صورت خود انتخابی بود، کنترل نمودن عامل سرعت در مطالعات آینده می‌تواند به اهمیت پژوهش در ارتباط با اثرات کمردرد بر طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در مناطق دهگانه پا بیفزاید.

نتیجه‌گیری

مقادیر پایین اغلب مولفه‌های طیف فرکانس می‌تواند حاکی از الگوی راه رفتن محافظتی در این بیماران باشد. این تغییر سرعت و فرکانس پایین هنگام دویدن، نشان‌دهنده کاهش کارآیی مکانیکی در بیماران مبتلا به کمردرد است. پیشنهاد می‌شود که با استفاده از تداخلاتی همچون تمرین درمانی و ارتوز پا طیف فرکانس را در بیماران کمردرد به افراد سالم نزدیکتر کرد.

قدردانی

از تمامی افراد شرکت‌کننده در پژوهش کمال تشکر و قدردانی را داریم.

مشارکت مؤلفان

ا ج، ح ش، م د طراحی، اجرا و تحلیل نتایج مطالعه را بر عهده داشت. ا ج همچنین مقاله را تالیف نموده و نسخه نهایی آن را خوانده و تایید کرده است.

ملاحظات اخلاقی

پروتکل این مطالعه در کمیته پزشکی دانشگاه علوم پزشکی 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 ۵۶۴۱ از طرف دانشگاه محقق اردبیلی صورت پذیرفته است.

تعارض در منافع

هیچگونه موردی در ارتباط با تعارض در منافع وجود نداشت.

References

1. Maher C, Underwood M, Buchbinder R. Non-specific low back pain. *The Lancet* 2017; **389**(10070): 736-747. doi: 10.1016/S0140-6736(16)30970-9
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): 968-974. doi: 10.1136/annrheumdis-2013-204428
3. 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. doi: 10.1002/j.1532-2149.2012.00170.x
4. Balagué F, Mannion A F, Pellisé F, Cedraschi C. Non-specific low back pain. *The Lancet* 2012; **379**(9814): 482-491. doi: 10.1016/S0140-6736(11)60610-7
5. Hartvigsen J, Hancock M J, Kongsted A, Louw Q, Ferreira M L, Genevay S, et al. What low back pain is and why we need to pay attention. *The Lancet* 2018.
6. Mohseni-Bandpei M A, Fakhri M, Ahmad-Shirvani M, Bagheri-Nessami M, Khalilian A R, Shayesteh-Azar M, et al. Low back pain in 1,100 Iranian pregnant women: prevalence and risk factors. *The Spine Journal* 2009; **9**(10): 795-801. doi: 10.1016/j.spinee.2009.05.012
7. Maheshwari J. Essential Orthopedics 3rd ed New Delhi: Mehta publishers. *Degenerative disorders*. 2005; PP: 252-254.
8. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *Journal of biomechanics* 2016; **49**(9): 1705-1710. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.056
9. Simmonds M J, Lee C E, Etnyre B R, Morris G S. The influence of pain distribution on walking velocity and horizontal ground reaction forces in patients with low back pain. *Pain Research and Treatment* 2012; **2012**. doi: 10.1155/2012/214980
10. Lee T H, Tsuchida T, Kitahara H, Moriya H. Gait analysis before and after unilateral total knee arthroplasty. Study using a linear regression model of normal controls-women without arthropathy. *Journal of orthopaedic science* 1999; **4**(1): 13-21. doi: 10.1007/s007760050068
11. Tsepis E, Giakas G, Vagenas G, Georgoulis A. Frequency content asymmetry of the isokinetic curve between ACL deficient and healthy knee. *Journal of biomechanics* 2004; **37**(6): 857-864. doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.11.009
12. Schleip R, Baker A. Fascia in sport and movement. *Handspring* 2015.
13. Jacobs N, Skorecki J, Charnley J. Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait. *Journal of Biomechanics* 1972; **5**(1): 11-34. doi: 10.1016/0021-9290(72)90016-4
14. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2018; **39**: 35-41. doi: 10.1016/j.jelekin.2018.01.006
15. Stergiou N, Giakas G, Byrne J E, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *Clinical Biomechanics* 2002; **17**(8): 615-617. doi: 10.1016/S0268-0033(02)00072-4
16. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior research methods* 2007; **39**(2): 175-191. doi: 10.3758/BF03193146
17. Pamukoff D N, Lewek M D, Blackburn J T. Greater vertical loading rate in obese compared to normal weight young adults. *Clinical Biomechanics* 2016; **33**: 61-65. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2016.02.007
18. Willwacher S, Goetze I, Fischer K M, Brüggemann G-P. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. *Footwear Science* 2016; **8**(1): 1-11. doi: 10.1080/19424280.2015.1119890
19. McGrath D, Judkins T N, Pipinos I I, Johanning J M, Myers S A. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. *Clinical Biomechanics* 2012; **27**(10): 1058-1063. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.08.004
20. Wurdeman S R, Huisinga J M, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. *Clinical Biomechanics* 2011; **26**(2): 207-212. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.09.021
21. 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. doi: 10.1016/0021-9290(83)90109-4
22. Müller R, Ertelt T, Blickhan R. Low back pain affects trunk as well as lower limb movements during walking and running. *Journal of biomechanics* 2015; **48**(6): 1009-1014. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015. 01.042
23. Celis R, Pipinos I I, Scott-Pandorf M M, Myers S A, Stergiou N, Johanning J M. Peripheral arterial disease affects kinematics during walking. *Journal of vascular surgery* 2009; **49**(1): 127-132. doi: 10.1016/j.jvs.2008.08.013
24. Chen S-J, Pipinos I, Johanning J, Radovic M, Huisinga J M, Myers S A, et al. Bilateral claudication results in alterations in the gait biomechanics at the hip and ankle joints. *Journal of biomechanics* 2008; **41**(11): 2506-2514. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.05.011
25. Koutakis P, Johanning J M, Haynatzki G R, Myers S A, Stergiou N, Longo G M, et al. Abnormal joint powers before and after the onset of claudication symptoms.

Journal of vascular surgery 2010; **52**(2): 340-347. doi: 10.1016/j.jvs.2010.03.005

26. Myers S A, Pipinos I I, Johanning J M, Stergiou N. Gait variability of patients with intermittent claudication is similar before and after the onset of claudication pain. *Clinical biomechanics* 2011; **26**(7): 729-734. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.03.005
27. Gruber A H, Edwards W B, Hamill J, Derrick T R, Boyer K A. A comparison of the ground reaction force frequency content during rearfoot and non-rearfoot running patterns. *Gait & posture* 2017; **56**: 54-59. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.04.037
28. 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): 851-855. doi: 10.1016/S0021-9290(97)00043-2
29. Seay J F, Van Emmerik R E, Hamill J. Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. *Clinical biomechanics* 2011; **26**(6): 572-578. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.11.012