ORIGINAL ARTICLE

Effects of Progressive Combined Training on the Frequency Spectrum of Ground Reaction Forces During Running in Overweight Women with Pronated Feet

Mahshid Yousefi 1
Amir Ali Jafarnezhadgero2
Shirin Aali 3

1 PhD Student in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Psychology and Educational Sciences, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
2 Professor, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
3 Assistant Professor, Department of Sport Science Education, Farhangian University of Tehran, Iran

(Received July 18, 2026; Accepted October 25, 2026)

Abstract

Background and purpose: Overweight and excessive foot pronation may alter shock-absorption mechanisms and the frequency content of ground reaction forces (GRFs) during running. Frequency-domain analysis provides insight into the distribution of mechanical loading across different frequencies and the temporal characteristics of loading patterns. This study investigated the effects of an eight-week progressive combined exercise programme on the GRF frequency spectrum during running in overweight women with pronated feet.

Materials and methods: In this randomized clinical trial, 24 female university students aged 18–35 years, with a body mass index of 25–29.9 kg/m², a navicular drop of greater than 10 mm, and a Foot Posture Index score greater than 10, were randomly allocated to intervention and control groups. The intervention group undertook a combination of foot and lower-limb corrective exercises and progressive aerobic running, three times per week for eight weeks. GRFs were recorded during running at 3.3 m/s using a Bertec force platform sampling at 1000 Hz. Following filtering, the vertical, anteroposterior, and mediolateral force components were analysed using the fast Fourier transform. The 99.5% power frequency, median frequency, frequency bandwidth, and number of essential harmonics were calculated. Two-way repeated-measures ANOVA and ANCOVA were performed.

Results: Neither the main effect of group nor the group-by-time interaction was statistically significant for any frequency-domain outcome. Significant main effects of time were observed for the vertical component's 99.5% power frequency (P = 0.027), median frequency (P = 0.023), and frequency bandwidth (P = 0.019), as well as the median frequency of the anteroposterior component (P = 0.010). After adjustment for baseline values, no significant between-group difference was observed in the mediolateral frequency bandwidth (P = 0.930).

Conclusion: The eight-week progressive combined exercise programme had no statistically significant intervention-specific effect on the frequency-domain characteristics of GRFs during running. Although descriptive changes differed between groups for some outcomes, the absence of significant group-by-time interactions provides insufficient evidence to attribute these changes to the intervention.

(Clinical Trials Registry Number: IRCT20260209068806N1

Keywords: running, pronation, overweight, ground reaction force, corrective exercise

J Mazandaran Univ Med Sci 2026; 36 (263): 20-35 (Persian).

Corresponding Author: Amir Ali Jafarnezhadgero - Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com)

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-15]

پژوهشی

مجله دانشگاه علوم پزشکی مازندران
دوره سی و ششم شماره ۲۶۳ آبان سال ۱۴۰۵ (۳۵-۲۰)

تاثیر تمرینات ترکیبی پیشرونده بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در زنان دارای اضافه وزن با پای پرونیت حین دویدن

مهشید یوسفی[۱]
امیرعلی جعفرنژادگرو[۲]
شیرین عالی[۳]

چکیده

سابقه و هدف: اضافه‌وزن و پرونیشن بیش‌ازحد پا می‌توانند راهبردهای جذب ضربه و محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین را هنگام دویدن تغییر دهند. تحلیل حوزه فرکانس، توزیع توان و سرعت تغییرات الگوی بارگذاری را توصیف می‌کند. این پژوهش با هدف بررسی اثر هشت هفته تمرینات ترکیبی پیشرونده را بر طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین در زنان دارای اضافه‌وزن با پای پرونیت حین دویدن انجام شد.

مواد و روش ها: در این کارآزمایی بالینی تصادفی‌سازی‌شده، ۲۴ دانشجوی دختر ۱۸ تا ۳۵ ساله با شاخص توده بدنی ۲۵ تا ۹/۲۹ کیلوگرم بر مترمربع، افت ناوی بیش از ۱۰ میلی‌متر و شاخص وضعیت پا بیش از ۱۰، به‌صورت تصادفی به دو گروه مداخله و کنترل تخصیص یافتند. گروه مداخله طی هشت هفته، هفته‌ای سه جلسه تمرینات اصلاحی پا و اندام تحتانی را همراه با دویدن هوازی پیشرونده انجام داد. نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام دویدن با سرعت ۳/۳ متر بر ثانیه با صفحه نیروی برتک و نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شدند. داده‌های سه راستای عمودی، قدامی–خلفی و داخلی–خارجی پس از فیلترشدن، با تبدیل سریع فوریه تحلیل شدند و فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، میانه فرکانس، پهنای باند فرکانس و تعداد هارمونی‌های ضروری محاسبه شد تحلیل آماری داده‌ها با آزمون‌های تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر دوطرفه و تحلیل کوواریانس انجام گرفت.

یافته‌ها: اثر اصلی گروه و تعامل گروه×زمان در هیچ شاخصی معنادار نبود. اثر اصلی زمان بر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد (P=۰/۰۲۷)، میانه فرکانس (P=۰/۰۲۳) و پهنای باند فرکانس (P=۰/۰۱۹) در راستای عمودی و میانه فرکانس در راستای قدامی–خلفی (P=۰/۰۱۰) معنادار بود. پهنای باند فرکانس داخلی–خارجی نیز پس از تعدیل متغیرهای پایه تفاوت بین‌گروهی معناداری نشان نداد (P=۰/۹۳۰).

استنتاج: تمرینات ترکیبی پیشرونده اثر مستقل معناداری بر شاخص‌های فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین نداشت. اگرچه در برخی شاخص‌ها تغییرات توصیفی بین دو گروه متفاوت بود، این تفاوت‌ها در غیاب تعامل معنی‌دار گروه×زمان نمی‌توانند به مداخله نسبت داده شوند.

شماره ثبت کارآزمایی بالینی IRCT20260209068806N1

واژه های کلیدی: دویدن، پرونیشن، اضافه‌وزن، نیروی عکس‌العمل زمین، تمرین اصلاحی

مولف مسئول: امیرعلی جعفرنژاد گرو- دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده روانشناسی و علوم تربیتی **E-mail:**amiralijafarnezhad@gmail.com
۱. دانشجوی دکتری تخصصی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
۲*. استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
۳. استادیار، گروه آموزش تربیت بدنی، دانشگاه فرهنگیان، تهران، ایران
تاریخ دریافت : ۱۴۰۵/۴/۲۷ تاریخ ارجاع جهت اصلاحات : ۱۴۰۵/۴/۲۹ تاریخ تصویب : ۱۴۰۵/۸/۵

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-15]

مقدمه

دویدن یکی از رایج‌ترین حرکات انسانی و از ورزش‌های مؤثر در حفظ سلامتی و تناسب‌اندام پایدار است(۱). در مقابل، اضافه‌وزن و چاقی از نگرانی‌های رو به رشد سلامت عمومی در قرن بیست‌ویکم محسوب می‌شوند. پیش‌بینی شده است که تا سال ۲۰۳۰، حدود ۵۰ درصد مردم آمریکای شمالی به اضافه‌وزن یا چاقی مبتلا باشند. این میزان در اروپا حدود ۶۰ درصد است و در مناطق آسیا و اقیانوسیه نیز شیوع اضافه‌وزن و چاقی در بزرگسالان بیش از ۴۰ درصد تخمین زده می‌شود(۲). اضافه‌وزن نوعی اختلال متابولیک است که بر اساس قد و وزن و با استفاده از شاخص توده بدنی ارزیابی می‌شود(۳). شاخص توده بدنی کمتر از ۱۸/۵ نشان‌دهنده کمبود وزن، ۱۸/۵ تا ۲۴/۹ بیانگر وزن طبیعی، ۲۵ تا ۲۹/۹ نشان‌دهنده اضافه‌وزن و مقادیر بالاتر از ۳۰ کیلوگرم بر مترمربع بیانگر چاقی است(۴). چانگ و همکاران گزارش کردند که هنگام راه رفتن و دویدن، پاهای افراد دارای اضافه‌وزن در مقایسه با افراد دارای وزن طبیعی، بار و فشار بیشتری را تحمل می‌کنند(۵).

اضافه‌وزن و چاقی، با وجود قابلیت پیشگیری، می‌توانند موجب بروز زودهنگام بیماری‌های مزمنی مانند دیابت نوع دو، اختلالات متابولیکی، پرفشاری خون، بیماری‌های قلبی‌عروقی، آترواسکلروز، اختلال عملکرد اندوتلیال، آرتریت و سرطان شوند و خطر مرگ‌ومیر زودهنگام را افزایش دهند(۶). بالی و همکاران در بررسی ارتباط شاخص توده بدنی با متغیرهای بیومکانیکی زنجیره حرکتی اندام تحتانی در جوانان دارای اضافه‌وزن، ارتباط مثبت و معناداری میان شاخص توده بدنی، پای پرونیت و شاخص قوس کف پا مشاهده کردند. این یافته نشان می‌دهد وزن بدن می‌تواند در کاهش قوس طولی داخلی و ایجاد صافی کف پا نقش مهمی داشته باشد(۷).

پرونیشن پا حرکتی طبیعی و ضروری در راه رفتن است که به جذب نیروهای عکس‌العمل زمین کمک می‌کند(۸). بااین‌حال، پرونیشن بیش‌ازحد موجب کاهش قوس طولی داخلی و افزایش تنش واردشده بر عضلات پا و ساق، به‌ویژه عضله تیبیالیس خلفی، می‌شود(۹). پای پرونیت در وضعیت ایستا با اورژن بخش خلفی پا و دورسی‌فلکشن همراه با ابداکشن بخش قدامی مشخص می‌شود. این وضعیت ارتباط نزدیکی با قوس طولی داخلی دارد و حفظ یکپارچگی این قوس می‌تواند از آسیب‌های اسکلتی‌عضلانی جلوگیری کند(۱۰). مطالعات نیز ارتباط میان پرونیشن پا و صافی کف پا را تأیید کرده‌اند(۱۱). شیوع پای پرونیت در بزرگسالان حدود ۲۱ درصد است و این وضعیت ممکن است با بدشکلی‌های نخستین شعاع پا، ازجمله هالوکس والگوس، ارتباط داشته باشد(۱۲، ۱۳).

پای پرونیت با اختلالاتی مانند التهاب فاسیای کف پا، درد مزمن پاشنه، آسیب تاندون آشیل، سندرم استرس داخلی تیبیا، استئوآرتریت زانو و کمردرد مرتبط است(۱۴). پرونیشن بیش‌ازحد در فاز اتکا باعث تماس زودتر بخش داخلی پا با زمین می‌شود و سازگاری کنترل‌شده پا با سطح و انتقال مؤثر نیرو را مختل می‌کند. پیامد این وضعیت، ناکارآمدی ساختاری و عملکردی و بی‌ثباتی مفاصل پا و مچ پاست(۱۵). همچنین، افراد دارای پای پرونیت در مقایسه با افراد دارای پای خنثی، هنگام راه رفتن نیروی عکس‌العمل زمین قدامی‌ـخلفی بیشتری نشان می‌دهند(۱۶). ضعف عضلانی، بی‌ثباتی مفاصل، کشیدگی ناشی از استفاده طولانی‌مدت از ساختارهای اندام تحتانی و افزایش زاویهQ نیز می‌توانند در ایجاد پرونیشن بیش‌ازحد نقش داشته باشند(۱۷، ۱۸).

برای کاهش این عوارض، متخصصان توان‌بخشی، فیزیوتراپی و تربیت‌بدنی روش‌های پیشگیری و اصلاح ناهنجاری‌ها را بررسی کرده‌اند. شواهد نشان می‌دهد برخی تمرینات و رویکردهای اصلاحی در بهبود صافی کف پا و سندرم پرونیشن مؤثرترند(۱۹). تمرینات اصلاحی با هدف ارتقای تعادل، تقویت عضلات و بهبود کنترل عصبی‌ـعضلانی طراحی می‌شوند و در پیشگیری و درمان

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-15]

ناهنجاری‌های اسکلتی، به‌ویژه طی کودکی و نوجوانی، اهمیت دارند. اصول این برنامه‌ها بر کشش عضلات کوتاه‌شده و تقویت عضلات ضعیف استوار است(۲۰).

جعفرنژادگرو و همکاران نشان دادند افراد دارای اضافه‌وزن نسبت به افراد سالم، الگوی حرکتی متفاوت و پیچیده‌تری در پا دارند که با افزایش هارمونی‌های ضروری و کاهش فرکانس حرکت مشخص می‌شود و ممکن است راهکاری جبرانی برای تغییرات ساختاری یا بیومکانیکی ناشی از اضافه‌وزن باشد(۲۱). ورزش برای مدیریت سندرم متابولیک، کاهش چربی بدن و بهبود مقاومت به انسولین استفاده می‌شود(۲۲) و دویدن نیز فعالیتی هوازی و مؤثر برای مدیریت توده بدنی و مقابله با اضافه‌وزن و چاقی است(۲۳). بااین‌حال، اثر ترکیب تمرینات هوازی و اصلاحی بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام دویدن در افراد دارای اضافه‌وزن با پای پرونیت بررسی نشده است؛ بنابراین، پژوهش حاضر در پی تعیین اثربخشی این تمرینات ترکیبی بر متغیرهای یادشده است.

مواد و روش ها

شرکت کنندگان و طرح مطالعه

مطالعه حاضر از نوع کارآزمایی بالینی تصادفی سازی شده بود. نمونه آماری این پژوهش شامل ۲۴ دانشجوی دختر دارای اضافه وزن با پای پرونیت دانشگاه محقق اردبیلی با دامنه سنی ۱۸ تا ۳۵ سال بود (تصویر شماره ۱). حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار G*Powerنسخه ۳/۱ و با در نظر گرفتن توان آماری ۰/۸۰، اندازه اثر ۰/۵ و سطح معناداری ۰/۰۵ برای ۲ گروه تعیین شد. بر این اساس، حداقل حجم نمونه ۲۰ نفر برآورد شد(۲۴). با توجه به احتمال ریزش آزمودنی‌ها، ۲۴ نفر وارد مطالعه شدند و به‌صورت تصادفی در دو گروه ۱۲ نفره مداخله و کنترل قرار گرفتند. توالی تصادفی تخصیص توسط یک پژوهشگر مستقل تهیه شد. همان پژوهشگر پاکت‌های غیرشفاف و مهروموم‌شده را بر اساس توالی تصادفی آماده کرد و با بازکردن پاکت‌ها، تخصیص شرکت‌کنندگان به گروه مداخله یا کنترل را انجام داد. بدین‌ترتیب، تخصیص گروهی تا زمان بازشدن پاکت مربوط به هر شرکت‌کننده پنهان باقی ماند. گروه کنترل در طول دوره هشت‌هفته‌ای هیچ‌گونه مداخله تمرینی دریافت نکرد و از شرکت‌کنندگان این گروه خواسته شد فعالیت‌های روزمره معمول خود را بدون تغییر ادامه دهند.

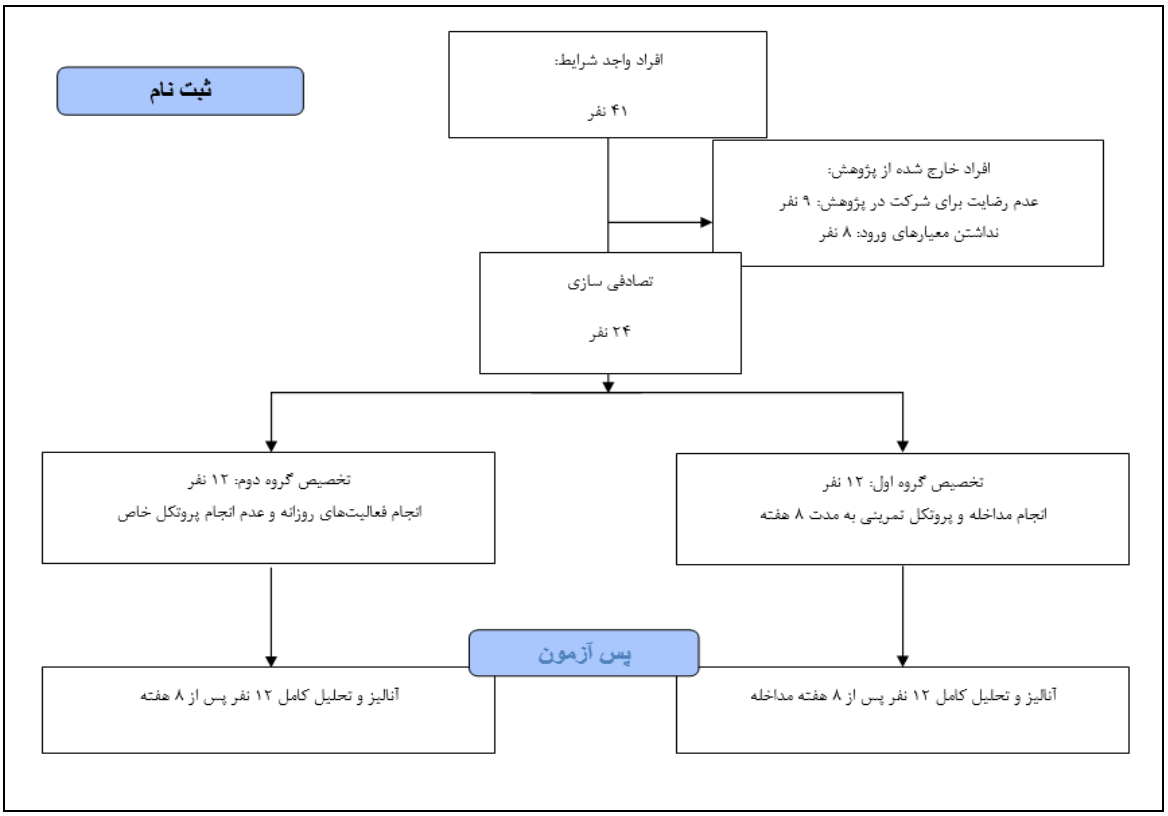
معیارهای ورود و خروج از مطالعه

معیارهای ورود به مطالعه عبارتند از: افت ناوی بیشتر از ۱۰ میلی‌متر(۲۵)، شاخص توده بدنی بین ۲۵ تا ۲۹/۹ به عنوان اضافه وزن (۲۶)، شاخص پاسچر پا بزرگتر از ۱۰(۲۷)، جنسیت فرد خانم باشد، نمونه در دامنه سنی ۱۸ تا ۳۵ سال باشد، نداشتن سابقه جراحی در اندام تحتانی، عدم ابتلا به بیماری‌های عصبی-عضلانی(۲۸)، عدم ابتلا به اختلالات شنوایی و بینایی، و همچنین عدم احساس درد و نداشتن سابقه تمرینی مرتبط با عارضه در یکماه گذشته. معیارهای خروج از مطالعه: احساس درد قبل و حین انجام آزمون‌ها در اندام تحتانی، احساس ناراحتی در ناحیه قفسه سینه و قلب هنگام دویدن، سابقه اسپرین مچ پا در دوازده ماه گذشته و عدم حضور در جلسات تمرینی بود. هم‌چنین در طول انجام پژوهش، اخلاق پژوهشی رعایت شده و از آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی حضور در پژوهش اخذ گردید. تمامی موارد در حین انجام پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود(۲۹).

ابزار و روش اندازه‌گیری

پای برتر آزمودنی‌ها توسط شوت فوتبال مشخص شد و تمامی آزمودنی‌ها راست پا بودند(۳۰). جهت ثبت طیف نیروهای عکس‌العمل زمین از دستگاه صفحه نیروی برتک ساخت کشور آمریکا (۶۰ × ۴۰ سانتی‌متر) استفاده شد.

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-15]



تصویر شماره ۱. فلوچارت کانسورت

نرخ نمونه‌برداری دستگاه ۱۰۰۰ هرتز بود و برای فیلتراسیون داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن در سه جهت عمودی (Z)، داخلی-خارجی (X) و قدامی-خلفی (Y) از یک فیلتر پایین‌گذر باتروورث مرتبه چهارم با فرکانس برش ۴۰ هرتز استفاده شد. به منظور استخراج محتوای فرکانسی، داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از تبدیل سریع فوریر (FFT) در محیط MATLAB (نسخه ۲۰۱۵) مورد پردازش قرار گرفتند و داده‌های زمانی به داده‌های فرکانسی تبدیل شدند(۳۱). بر مبنای ادبیات پیشینه، روش تحلیل به این صورت بود که در هر تریال، چهار شاخص طیف فرکانس (بر پایه دامنه) از سیگنال‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سه راستای اصلی محاسبه گردید(۳۲). به‌منظور کاهش سوگیری، داده‌های هر آزمودنی با یک کد اختصاصی پردازش شدند و فرد مسئول پردازش سیگنال و استخراج شاخص‌های فرکانسی نسبت به تخصیص گروهی آزمودنی‌ها کور بود. به دلیل ماهیت مداخله، کورسازی شرکت‌کنندگان و مجری تمرین امکان‌پذیر نبود.

طیف گسسته، دامنه فرکانس به صورت 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 نیرو، شاخص‌های زیر محاسبه می‌شوند(۳۳).

رابطه (۲)

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

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.

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-15]

رابطه (۳)

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

f_{max}= حداکثر فرکانس سیگنال

f_{med}= میانه فرکانس سیگنال

پهنای باند فرکانس نیرو برابر با تفاوت بین فرکانس حداکثر و حداقل است. توان سیگنال برابر با توان هارمونی های 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 اشنایدر، تعداد هارمونیک ضروری (n_e)برای بازسازی سطح ۹۵درصد 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(۳۴).

رابطه (۵)

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

افت ناوی با اندازه‌گیری اختلاف ارتفاع برجستگی ناوی در وضعیت نشسته بدون تحمل وزن و ایستاده با تحمل وزن ارزیابی شد. اختلاف بیش از ۱۰ میلی‌متر به‌عنوان پای پرونیت در نظر گرفته شد(۳۵).

پس از توجیه آزمودنی‌ها و ذکر ملاحظات اخلاقی و نکات آموزشی که در روند انجام تحقیق و گردآوری داده‌ها تداخلی ایجاد نمی‌کرد، برای جلوگیری از آسیب، قبل از انجام تست از آزمودنی خواسته شد که تمرینات گرم کردن اولیه را به مدت پنج دقیقه انجام دهد. پس از انتخاب پای برتر و اندازه‌گیری افت ناوی، آزمودنی‌ها تریال‌های دویدن را در مسیر ۱۰ متری آزمایشگاه (۳۶)، با سرعت ۳/۳ متر بر ثانیه انجام دادند. سرعت دویدن با استفاده از دو مجموعه فوتوسل مادون‌قرمز نصب‌شده در مسیر دویدن به‌صورت عینی کنترل شد. زمان عبور ثبت‌شده توسط سیستم فوتوسل برای محاسبه سرعت نزدیک‌شدن به صفحه نیرو مورد استفاده قرار گرفت(۱۸). آزمودنی‌ها پیش از ثبت داده‌ها با سرعت هدف آشنا شدند و تریال‌هایی که سرعت ثبت‌شده با سرعت هدف ۳/۳ متر بر ثانیه همخوانی نداشت، نامعتبر در نظر گرفته شده و تکرار شدند. تعداد تریال‌های صحیح دویدن برای هر آزمودنی سه تریال بود و بین هر تریال یک دقیقه استراحت در نظر گرفته شد(۳۷). معیار اعتبار تریال‌ها شامل: ۱- حفظ سرعت دویدن در حدود ۳/۳ متر بر ثانیه، ۲- قرارگیری صحیح پای برتر بر روی فورس پلیت بدون تماس با لبه‌های آن، و ۳- یکنواختی الگو و ریتم دویدن در تمام طول مسیر بود. هر تریالی که این معیارها را برآورده نمی‌کرد، مجدداً انجام می‌شد.

پروتکل تمرینی

به‌منظور کنترل شدت تمرین و رعایت اصل پیشرفت تدریجی، شدت بخش هوازی با استفاده از مقیاس ادراک فشار بورگ ۶–۲۰ کنترل شد و شرکت‌کنندگان در طول دویدن شدت ادراک‌شده خود را در محدوده ۱۲ تا ۱۳، متناظر با شدت متوسط بر اساس طبقه‌بندیACSM ، حفظ کردند(۳۸، ۳۹). برنامه تمرینی به مدت هشت هفته و طی ۲۴ جلسه، سه جلسه در هفته، اجرا شد. هر جلسه با ۱۰ دقیقه گرم‌کردن عمومی آغاز و با ۵ دقیقه سردکردن خاتمه می‌یافت. پس از گرم‌کردن، تمرینات اصلاحی ویژه پای پرونیت انجام شد و سپس بخش هوازی شامل دویدن با شدت کنترل‌شده اجرا گردید. مدت کل جلسه تمرینی، با توجه به افزایش تدریجی حجم تمرینات اصلاحی و هوازی، از حدود ۲۶ دقیقه در جلسه نخست آغاز شد و تا پایان هفته هشتم به حدود ۷۰ دقیقه افزایش یافت.

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-15]

تمرینات اصلاحی

تمرینات اصلاحی نیز سه جلسه در هفته و طی هشت هفته اجرا شدند. نوع تمرینات شامل تمرینات تقویتی عضلات اینترنسیک و اکسترنسیک پا، کنترل قوس طولی داخلی، تمرینات تعادلی و حس عمقی، تمرینات انعطاف‌پذیری و تقویت عضلات مچ پا و هیپ بود(۹، ۴۵- ۴۰). حجم و دشواری تمرینات بر اساس اصل اضافه‌بار تدریجی افزایش یافت؛ به‌گونه‌ای که زمان نگه‌داشت انقباضات از ۵ ثانیه در هفته اول به ۴۰ ثانیه در هفته هشتم افزایش یافت. هر تمرین در سه ست اجرا شد و بین ست‌ها ۱۰ ثانیه استراحت در نظر گرفته شد. تمرینات به شرح زیر بودند:

۱- جمع کردن حوله با انگشتان پا : در ماه اول با جمع کردن حوله روی زمین انجام شد و از ماه دوم به‌صورت جمع کردن گوی‌های کوچک تغییر یافت. این تمرین به منظور تقویت عضلات فلکسور انگشتان و اینترنسیک کف پا انجام گرفت(۴۶).

۲- بلند شدن روی پنجه پا : آزمودنی روی پنجه‌ها بلند می‌شد و موقعیت را برای زمان تعیین‌شده حفظ می‌کرد. این تمرین به منظور تقویت عضله گاستروکنمیوس و بهبود ثبات مچ پا انجام گرفت(۴۷).

۳- تقویت و کنترل عضلات پا: در ماه اول به‌صورت ایستا با قرارگیری روی لبه خارجی پا انجام شد و در ماه دوم با راه‌رفتن روی لبه خارجی پا به شکل دینامیک اجرا شد. این تمرین با هدف بهبود کنترل وضعیت پا و کاهش تمایل به پرونیشن بیش‌ازحد انجام گرفت(۴۸).

۴- ایجاد قوس داخلی پا : شرکت‌کننده بدون خم‌کردن انگشتان، قوس داخلی پا را با انقباض عضلات اینترنسیک پا ایجاد می‌کرد. این تمرین به منظور فعال‌سازی عضله تیبیالیس خلفی و عضلات اینترنسیک کف پا انجام گرفت(۴۲).

۵- تقویت عضله اکستنسور هالوسیس لانگوس : در ماه اول انگشت شست از زمین جدا شده و بالا نگه داشته می‌شد و در ماه دوم این حرکت به‌صورت متناوب با بالا آوردن شست و سایر انگشتان انجام گرفت. این تمرین به منظور بهبود کنترل حرکتی انگشتان و ثبات قوس طولی داخلی انجام گرفت(۴۲).

۶- غلتاندن توپ با کف پا : برای بهبود حس عمقی و جریان خون در کف پا(۴۹).

۷- ایستادن تک‌پا بر روی کوشن بال : جهت تقویت تعادل و حس عمقی کف پا(۵۰).

۸- کشش عضلات خلفی پا (Reach -and-Sit Stretch): با هدف افزایش انعطاف‌پذیری کوتاهی عضلانی به‌ویژه همسترینگ‌ها(۵۱).

۹- حرکات دینامیک دورسی‌فلکشن و پلانتارفلکشن مچ پا : به منظور افزایش دامنه حرکتی و کنترل مفصل مچ پا(۵۲).

۱۰- ابداکشن مفصل هیپ در برابر مقاومت : جهت تقویت عضلات استابیلایز لگن. این تمرین به منظور تقویت گلوتئوس مدیوس و ثبات لگن انجام گرفت(۹).

۱۱- حرکت مقاومتی اینورژن مچ پا : در برابر کش پیلاتس انجام شد تا عضلات تیبیالیس خلفی و ساختارهای حمایت‌کننده قوس داخلی فعال شوند. این تمرین به منظور تقویت تیبیالیس خلفی و عضلات تثبیت‌کننده قوس انجام گرفت(۹).

اصل اضافه‌بار برای تمام تمرینات اصلاحی رعایت شد، به‌گونه‌ای که زمان نگه‌داشت هر انقباض در هر هفته به‌طور متوسط پنج ثانیه افزایش یافت؛ به طوری که از ۵ ثانیه در هفته اول به ۴۰ ثانیه در هفته هشتم رسید. تمامی تمرینات در سه ست انجام و بین هر ست ۱۰ ثانیه استراحت لحاظ شد.

تمرینات هوازی

پس از انجام تمرینات اصلاحی، شرکت‌کنندگان بخش هوازی شامل دویدن را انجام دادند. شدت دویدن با استفاده از مقیاس Borg ۲۰-۶ در محدوده ۱۲ تا ۱۳ حفظ شد. مطابق با اصل پیشرفت تدریجی توصیه‌شده در دستورالعمل‌های ACSM و با توجه به استفاده از

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-15]

افزایش تدریجی حجم تمرین هوازی در مطالعات پیشین، مدت دویدن در پروتکل حاضر از ۵ دقیقه در جلسه نخست آغاز شد و بر اساس طراحی پروتکل پژوهش، در هر جلسه یک دقیقه افزایش یافت؛ به‌گونه‌ای که در جلسه بیست‌وچهارم به ۲۸ دقیقه رسید(۳۹، ۵۳، ۵۴).

روش آماری

جهت تجزیه و تحلیل داده‌های خام از آمار توصیفی استفاده گردید. آزمون شاپیروویلک و آزمون لون به ترتیب جهت بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها و بررسی همسانی واریانس‌ها مورد استفاده قرار گرفت. جهت بررسی فرضیه‌ها ابتدا از آزمون تی مستقل برای بررسی شرایط اولیه آزمودنی‌ها استفاده شد که در صورت اختلاف معنی‌دار از آزمون آنالیز کوواریانس استفاده گردید. از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری نیز با تست تعقیبی بونفرونی در سطح معناداری ($P\leq$۰/۰۵) برای متغیرهایی که طی پیش آزمون اختلاف معنی‌دار نداشتند استفاده شد. مقادیر اندازه اثر و سطح معنی‌داری در جدول شماره ۳ گزارش شده است که مقادیر اندازه اثر با استفاده از اعداد و ارقام مجذور اتا تخمین زده شده است و براساس طبقه‌بندی مورد استفاده در مطالعات پیشین، مقادیر بزرگ‌تر از ۰/۰۱ و کوچک‌تر یا مساوی ۰/۰۶ به‌عنوان اندازه اثر کوچک، مقادیر بزرگ‌تر از ۰/۰۶ و کوچک‌تر از ۰/۱۴ به‌عنوان اندازه اثر متوسط و مقادیر بزرگ‌تر یا مساوی ۰/۱۴ به‌عنوان اندازه اثر بزرگ در نظر گرفته شد(۵۵). تمامی تحلیل‌های آماری در نرم افزار SPSS نسخه ۲۳ انجام گرفت.

یافته‌ها

آمار توصیفی مربوط به مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها شامل سن، قد، وزن، شاخص توده بدنی و ارتفاع افت ناوی در هر گروه کنترل و تجربی در جدول شماره ۱ گزارش شده است. یافته‌ها هیچ اختلاف معنی‌داری را در مقادیر متغیرهای دموگرافیک بین دو گروه کنترل و تجربی نشان نداد.

جدول شماره ۱. مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها

پارامتر	گروه مداخله	گروه کنترل	سطح معناداری
سن (سال)	۲۳/۲۵ ± ۲/۳۰	۲۳/۶۶ ± ۴/۳۵	۰/۷۷۲
قد (متر)	۱/۶۳ ± ۰/۰۷	۱/۶۵ ± ۰/۰۵	۰/۴۷۵
وزن (کیلوگرم)	۷۴/۸۵ ± ۹/۴۷	۷۶/۷۵ ± ۷/۱۴	۰/۵۸۵
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)	۲۷/۹۶ ± ۱/۵۰	۲۸/۰۳ ± ۱/۷۵	۰/۹۰۸
ارتفاع افت ناوی (میلی‌متر)	۱۳/۵۰ ± ۱/۳۱	۱۳/۵۰ ± ۱/۷۳	۱/۰۰

سطح معنی داری $P \geq$ ۰/۰۵

جدول شماره ۲ میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین را طی پیش آزمون در دو گروه کنترل و تجربی نشان می‌دهد. نتایج اختلاف معنی‌داری را در پهنای باند فرکانس در راستای داخلی- خارجی در پیش آزمون نشان داد که بنابراین جهت مقایسه بین گروهی از آزمون آنالیز کوواریانس استفاده شد.

جدول شماره ۲. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین حین دویدن بین دو گروه کنترل و تجربی طی پیش آزمون

متغیر	راستا	گروه مداخله	گروه کنترل	سطح معنی داری
		انحراف استاندارد ± میانگین	انحراف استاندارد ± میانگین	
فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	عمودی	۲۶/۰۴ ±۷/۸۷	۲۹/۴۳ ±۶/۵۳	۰/۲۶۵
تعداد هارمونی‌های ضروری		۲/۵۸±۰/۷۱۲	۲/۴۷ ±۰/۸۴۶	۰/۷۳۱
میانه فرکانس		۲/۷۱ ±۰/۳۲۱	۲/۸۶ ±۰/۱۸۸	۰/۱۸۴
پهنای باند فرکانس		۴/۱۹ ±۱/۴۸	۴/۴۳ ±۲/۱۸	۰/۷۵۷
فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	قدامی-خلفی	۲۰/۸۳ ±۵/۰۷	۲۵/۶۳±۸/۲۲	۰/۰۹۳
تعداد هارمونی‌های ضروری		۱/۶۹ +۰/۶۷۳	۱/۸۸ ±۰/۷۴۳	۰/۵۰۹
میانه فرکانس		۲/۶۷±۰/۳۸۲	۲/۸۶ ±۰/۱۸۸	۰/۱۳۸
پهنای باند فرکانس		۲/۲۵ ±۱/۶۰	۲/۹۵ ±۱/۷۶	۰/۳۱۹
فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	داخلی-خارجی	۲۸/۷۲ ±۶/۵۹	۳۴/۴۲ ±۸/۹۳	۰/۰۸۹
تعداد هارمونی‌های ضروری		۳/۷۲ ±۱/۷۱	۵/۰۰ ±۲/۰۶	۰/۱۱۴
میانه فرکانس		۲/۷۹ ±۰/۴۱۰	۳/۲۳ ±۰/۸۰۸	۰/۱۰۶
پهنای باند فرکانس		۶/۹۷ ±۳/۹۵	۱۱/۵۵ ±۶/۰۶	۰/۰۳۹*
فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد گشتاور آزاد	-	۳۸/۱۵ ±۱۸/۸۱	۳۹/۹۹ ±۱۳/۵۷	۰/۷۸۵
تعداد هارمونی‌های ضروری گشتاور آزاد		۴/۷۷ ±۲/۵۳	۵/۵۸ ±۳/۳۶	۰/۵۱۵
میانه فرکانس گشتاور آزاد		۳/۳۳ ±۱/۱۷	۳/۵۶ ±۱/۰۷	۰/۶۳۰
پهنای باند فرکانس گشتاور آزاد		۱۰/۱۰ ±۶/۸۵	۱۳/۰۱ ±۹/۲۱	۰/۳۸۹

جدول شماره ۳ میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین را طی پیش آزمون و پس آزمون در دو گروه کنترل و تجربی گزارش می‌دهد.

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-15]

جدول شماره ۳. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین حین دویدن بین دو گروه کنترل و تجربی طی پیش آزمون و پس آزمون

متغیر	راستا	گروه مداخله		گروه کنترل		اثرعامل گروه سطح معنی داری (اندازه اثر)	اثرعامل زمان سطح معنی داری (اندازه اثر)	اثرتعاملی گروه*زمان سطح معنی داری (اندازه اثر)
		پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون			
فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد		۲۶/۰۴ ± ۷/۸۷	۲۸/۰۱ ± ۱۰/۳۷	۲۹/۴۳ ± ۶/۵۳	۳۴/۸۳ ± ۷/۵۶	(۰/۱۱۸)۰/۱۰۰	(۰/۲۰۳)۰/۰۲۷	(۰/۰۵۲)۰/۲۸۲
تعداد هارمونی‌های ضروری	عمودی	۲/۵۸ ± ۰/۷۱۲	۲/۶۱ ± ۱/۱۴	۲/۴۷ ± ۰/۸۴۶	۳/۲۳ ± ۱/۱۸	(۰/۰۲۴)۰/۴۶۶	(۰/۱۳۹)۰/۰۷۲	۰/۰۱۲۳/۰۹۳
میانه فرکانس		۲/۷۱ ± ۰/۳۲۱	۲/۸۴ ± ۰/۲۴۵	۲/۸۶ ± ۰/۱۸۸	۳/۰۱ ± ۰/۱۸۲	(۰/۱۵۲)۰/۰۵۹	(۰/۲۱۳)۰/۰۲۳	(۰/۰۰۲)۰/۸۵۶
پهنای باند فرکانس		۴/۱۹ ± ۱/۴۸	۴/۷۱ ± ۲/۹۷	۴/۴۳ ± ۲/۱۸	۶/۶۳ ± ۳/۲۱	(۰/۰۶۲)۰/۲۴۲	(۰/۲۲۶)۰/۰۱۹	(۰/۱۰۰)۰/۱۳۳
فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد		۲۰/۷۳ ± ۵/۰۷	۲۵/۹۲ ± ۶/۱۴	۲۵/۶۳ ± ۸/۲۲	۲۵/۳۰ ± ۷/۶۴	۰/۰۰۴۷/۳۱۰	(۰/۰۶۸)۰/۲۱۷	(۰/۰۸۶)۰/۱۶۴
تعداد هارمونی‌های ضروری	قدامی-خلفی	۱/۶۹ ± ۰/۶۷۳	۱/۸۶ ± ۰/۶۲۶	۱/۸۸ ± ۰/۷۴۳	۱/۸۷ ± ۰/۹۵۱	(۰/۰۰۸)۰/۶۸۰	(۰/۰۰۸)۰/۶۸۲	(۰/۰۱۱)۰/۶۲۹
میانه فرکانس		۲/۶۷ ± ۰/۳۸۲	۲/۸۴ ± ۰/۲۴۵	۲/۸۶ ± ۰/۱۸۸	۳/۰۱ ± ۰/۱۸۲	(۰/۱۵۲)۰/۰۶۰	(۰/۲۶۵)۰/۰۱۰	(۰/۰۰۱)۰/۸۵۸
پهنای باند فرکانس		۲/۲۵ ± ۱/۶۰	۲/۸۴ ± ۱/۵۳	۲/۹۵ ± ۱/۷۶	۲/۹۶ ± ۲/۵۶	(۰/۰۲۰)۰/۵۱۰	(۰/۰۱۷)۰/۵۳۹	(۰/۰۱۶)۰/۵۵۵
فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد		۲۸/۷۲ ± ۶/۵۹	۲۹/۲۹ ± ۷/۵۳	۳۴/۴۲ ± ۸/۹۳	۳۵/۲۴ ± ۱۰/۰۶	(۰/۱۳۵)۰/۰۷۷	(۰/۰۱۲)۰/۶۱۱	(۰/۰۰۰)۰/۹۲۷
تعداد هارمونی‌های ضروری	داخلی-	۳/۷۲ ± ۱/۷۱	۳/۹۱ ± ۲/۱۹	۵/۰۰ ± ۲/۰۶	۵/۱۵ ± ۲/۶۵	(۰/۱۰۸)۰/۱۱۸	(۰/۰۰۷)۰/۷۰۲	(۰/۰۰۰)۰/۹۶۳
میانه فرکانس	خارجی	۲/۷۹ ± ۰/۴۱۰	۳/۲۷ ± ۱/۴۰	۳/۲۳ ± ۰/۸۰۸	۳/۰۱ ± ۰/۱۸۲	(۰/۰۰۵)۰/۷۴۵	(۰/۰۱۵)۰/۵۶۵	(۰/۱۰۴)۰/۱۲۴
پهنای باند فرکانس		۶/۹۷ ± ۳/۹۵	۸/۷۵ ± ۶/۵۳	۱۱/۵۵ ± ۶/۰۶	۱۲/۴۴ ± ۸/۱۹	(۰/۱۲۹)۰/۰۸۵	(۰/۰۵۱)۰/۲۸۸	(۰/۰۰۶)۰/۷۲۱
فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد گشتاور آزاد		۳۸/۱۵ ± ۱۸/۸۱	۳۳/۹۸ ± ۲۰/۴۹	۳۹/۹۹ ± ۱۳/۵۷	۳۸/۶۹ ± ۱۲/۵۹	(۰/۰۱۷)۰/۵۴۹	(۰/۰۱۹)۰/۵۲۱	(۰/۰۰۵)۰/۷۳۶
تعداد هارمونی‌های ضروری گشتاور آزاد	-	۴/۷۷ ± ۲/۵۳	۴/۲۵ ± ۲/۹۸	۵/۵۸ ± ۳/۳۶	۴/۶۸ ± ۲/۴۵	(۰/۰۱۷)۰/۵۴۰	(۰/۰۵۸)۰/۲۵۹	(۰/۰۰۴)۰/۷۶۴
میانه فرکانس گشتاور آزاد		۳/۳۳ ± ۱/۱۷	۳/۱۷ ± ۰/۷۵۷	۳/۵۶ ± ۱/۰۷	۴/۱۳ ± ۱/۹۶	(۰/۰۷۲)۰/۲۰۴	(۰/۰۲۲)۰/۴۹۲	(۰/۰۶۶)۰/۲۲۷
پهنای باند فرکانس گشتاور آزاد		۱۰/۱۰ ± ۶/۸۵	۹/۳۳ ± ۸/۳۵	۱۳/۰۱ ± ۹/۲۱	۱۱/۱۳ ± ۷/۹۲	(۰/۰۳۰)۰/۴۲۰	(۰/۰۲۸)۰/۴۳۳	(۰/۰۰۵)۰/۷۴۳

نتایج اختلاف معنی داری را در اثر تعاملی گروه*زمان و اثر گروه نشان نداد (P >۰/۰۵). یافته ها نشان داد اثر عامل زمان بر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد (p=۰/۰۲۷ ، η^2=۰/۲۰۳)، میانه فرکانس (P=۰/۰۲۳، η^2=۰/۲۱۳) و پهنای باند فرکانس (P=۰/۰۱۹، η^2=۰/۲۲۶) در راستای عمودی و همچنین اثر عامل زمان بر میانه فرکانس در راستای قدامی-خلفی (p=۰/۰۱۰ ، η^2=۰/۲۶۵) به لحاظ آماری معنی‌دار بود.

جدول شماره ۴ نتایج آزمون تحلیل کوواریانس را برای پهنای باند فرکانس در راستای داخلی- خارجی نشان می‌دهد. اگرچه میانگین پس‌آزمون در گروه مداخله کمتر از گروه کنترل بود، این اختلاف از نظر آماری معنی‌دار نبود.

جدول شماره ٤. آزمون آنالیز کوواریانس

متغیر	راستا	گروه مداخله	گروه کنترل	سطح
		انحراف استاندارد ±میانگین	انحراف استاندارد ±میانگین	معنی داری
پهنای باند فرکانس	داخلی-خارجی	۸/۷۵ ±۶/۵۳	۱۲/۴۴±۸/۱۹	(۰/۰۰۰)۰/۹۳۰

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر هشت هفته تمرینات ترکیبی هوازی و اصلاحی بر طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین در زنان دارای اضافه‌وزن با پای پرونیت حین دویدن بود. نتایج نشان داد که اگرچه اثر عامل زمان برای برخی شاخص‌های فرکانسی معنادار بود، اثر گروه و تعامل گروه×زمان در هیچ‌یک از متغیرها به سطح معناداری آماری نرسید. از این‌رو، یافته اصلی پژوهش حاضر این است که شواهد آماری کافی برای اثر مستقل تمرینات ترکیبی بر متغیرهای فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین بدست نیامد. افزایش برخی شاخص‌ها در گروه کنترل نیز بیانگر آن است که عواملی نظیرآشنایی با تکلیف، تکرار آزمون، تغییر الگوی برخورد پا و سازگاری با سرعت دویدن ممکن است بر نتایج اثر گذاشته باشند. اگرچه در برخی شاخص‌ها تغییرات توصیفی در گروه مداخله کمتر از گروه کنترل بود، به دلیل عدم معناداری تعامل گروه×زمان، این تفاوت‌های توصیفی را نمی‌توان به‌عنوان اثر مداخله تفسیر کرد.

_تحلیل حوزه فرکانس، برخلاف شاخص‌های دامنه-زمان، توزیع توان، سرعت تغییرات و پیچیدگی شکل موج نیروی عکس‌العمل زمین را توصیف می‌کند(۳۴-۳۲). در این چارچوب، افزایش میانه فرکانس، فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد یا پهنای باند ممکن است نشان‌دهنده حضور مؤلفه‌های سریع‌تر در الگوی بارگذاری باشد، اما لزوماً به معنای افزایش مقدار مطلق نیرو یا بدترشدن مکانیک دویدن نیست. این شاخص‌ها تحت تأثیر

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-15]

سرعت، نوع برخورد پا، زمان تماس، کنترل عصبی–عضلانی و وضعیت ساختاری پا قرار می‌گیرند(۳۳، ۵۶). ازاین‌رو، افزایش زمانی شاخص‌های عمودی در مطالعه حاضر می‌تواند حاصل تغییر در نحوه اعمال نیرو، راهبرد جذب ضربه یا سازگاری با آزمون باشد.

یافته‌های حاضر با شواهد مربوط به اثر اضافه‌وزن و پرونیشن بر مکانیک دویدن قابل تبیین است. جعفرنژادگرو و همکاران نشان دادند که اضافه‌وزن و پرونیشن می‌توانند الگوی بارگذاری را تغییر دهند و به‌ویژه نیروهای داخلی–خارجی و گشتاور آزاد را افزایش دهند(۵۵). همچنین گزارش شده است که جنسیت، شاخص توده بدنی و وضعیت پا بر محتوای فرکانسی و تعداد هارمونیک‌های ضروری اثر می‌گذارند(۵۷). بنابراین، تغییرات فرکانسی در این جمعیت احتمالاً بازتاب تعامل چند عامل، از جمله بار مکانیکی بیشتر، کنترل قوس داخلی و راهبردهای جبرانی جذب ضربه است. پرونیشن بیش‌ازحد با اورژن پاشنه، کاهش قوس طولی داخلی و چرخش داخلی تیبیا همراه است و می‌تواند راستای انتقال نیرو در زنجیره حرکتی اندام تحتانی را تغییر دهد(۵۸، ۵۹).

از نظر سازوکار احتمالی، تمرینات short-foot و تقویت عضلات اینترنسیک پا و تیبیالیس خلفی می‌توانند کنترل قوس داخلی و افت ناوی را بهبود دهند(۱۴، ۴۴، ۶۰). تقویت گلوتئوس مدیوس نیز ممکن است از طریق کنترل چرخش داخلی ران و والگوس دینامیک، به‌طور غیرمستقیم بر بارگذاری پا اثر بگذارد(۶۱). در مطالعه حاضر، ترکیب این تمرینات با دویدن ممکن است تحمل بافتی، هماهنگی عصبی–عضلانی و توزیع نیرو در فاز اتکا را بهبود داده و از افزایش شدید مؤلفه‌های فرکانسی جلوگیری کرده باشد. بااین‌حال، به دلیل نبود تعامل معنادار، این توضیحات باید فرضیه‌ای تلقی شوند. یافته‌های پژوهش حاضر باید در کنار نتایج مطالعات مداخله‌ای پیشین با احتیاط تفسیر شوند. در برخی کارآزمایی‌های بالینی، تمرینات اصلاحی و تقویتی ویژه پا در افراد دارای پای پرونیت یا صافی کف پا با بهبود شاخص‌هایی مانند وضعیت پاسچر پا، تعادل، کنترل قوس طولی داخلی و ارتفاع قوس همراه بوده‌اند(۹، ۴۱، ۴۴، ۶۱). بااین‌حال، پیامدهای مورد بررسی در این مطالعات عمدتاً ساختاری، عملکردی یا کینماتیکی بوده‌اند و مستقیماً با شاخص‌های حوزه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین قابل مقایسه نیستند. در پژوهش حاضر، با وجود اجرای یک برنامه ترکیبی اصلاحی و هوازی، تعامل گروه×زمان برای شاخص‌های فرکانسی معنادار نبود. بنابراین، ممکن است تغییرات ساختاری یا عملکردی ناشی از تمرین لزوماً در یک دوره هشت‌هفته‌ای به تغییر قابل‌تشخیص در محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین منجر نشود.

نبود اثر بین‌گروهی ممکن است به ماهیت پیچیده شاخص‌های فرکانسی، مدت نسبتاً کوتاه مداخله و حجم نمونه محدود مربوط باشد. همچنین، با توجه به ماهیت ترکیبی مداخله و نبود گروه‌های مجزای تمرین اصلاحی و تمرین هوازی، امکان تفکیک سهم مستقل هر یک از این دو مؤلفه در تغییرات مشاهده‌شده وجود نداشت. برخلاف افت ناوی یا شاخص پاسچر پا، محتوای فرکانسی نیرو به عواملی مانند نوع برخورد پا، زمان تماس، طول گام، خستگی و سرعت وابسته است. همچنین ثبت‌نشدن کینماتیک سه‌بعدی، فعالیت عضلانی، زمان تماس و تغییرات پس‌آزمون شاخص‌های ساختاری پا، تفسیر سازوکارها را محدود می‌کند. درنتیجه، یافته‌ها شواهدی برای اثر مستقل تمرینات ترکیبی فراهم نکردند، اما احتمال تعدیل روند تغییرات فرکانسی را منتفی نمی‌سازند. مطالعات آینده باید با نمونه بزرگ‌تر، دوره تمرینی طولانی‌تر و ثبت هم‌زمان کینماتیک، الکترومایوگرافی و شاخص‌های ساختاری پا انجام شوند.

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که طی هشت هفته، برخی شاخص‌های فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین، به‌ویژه در راستای عمودی و قدامی–خلفی، دچار

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-15]

تغییر شدند. با این حال، به دلیل عدم معناداری اثر تعاملی گروه×زمان، این تغییرات را نمی‌توان به‌عنوان اثر قطعی و مستقل تمرینات ترکیبی تفسیر کرد. با توجه به عدم معناداری تعامل گروه×زمان، شواهد آماری کافی برای نسبت دادن تغییرات مشاهده‌شده به تمرینات ترکیبی وجود نداشت. تفاوت‌های توصیفی مشاهده‌شده بین گروه‌ها باید با احتیاط تفسیر شوند. با توجه به محدودیت‌های پژوهش حاضر، انجام مطالعات آینده با حجم نمونه بیشتر، حضور هر دو جنسیت و ثبت هم‌زمان داده‌های کینماتیکی، الکترومایوگرافی و شاخص‌های ساختاری پا پیشنهاد می‌شود.

سپاسگزاری

از همکاری و مشارکت همه افرادی که در انجام و پیاده‌سازی این پژوهش نقش داشتند، صمیمانه تشکر و قدردانی می‌نماییم.

بودجه

این تحقیق هیچ گونه بودجه خارجی دریافت نکرده است.

تضاد منافع

نویسندگان هیچگونه تضاد منافعی را اعلام نمی‌کنند.

ملاحظات اخلاقی

این پژوهش، در سال ۱۴۰۴ در مرکز سلامت و تندرستی دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد. مجوز اخلاقی این طرح به شماره IR.CFU.REC.1404.006 از سازمان مرکزی دانشگاه فرهنگیان اخذ شد. همچنین در مرکز ثبت کارآزمایی بالینی ایران با کد IRCT20260209068806N1 به ثبت رسید.

References

1- van Gent RN, Siem D, van Middelkoop M, van Os AG, Bierma-Zeinstra SM, Koes BW. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. Br J Sports Med 2007; 41(8): 469-480. PMID: 17473005

2- Ruiz-González D, Cavero-Redondo I, Hernández-Martínez A, Baena-Raya A, Martínez-Forte S, Altmäe S, et al. Comparative efficacy of exercise, diet and/or pharmacological interventions on BMI, ovulation, and hormonal profile in reproductive-aged women with overweight or obesity: a systematic review and network meta-analysis. Hum Reprod Update 2024; 30(4): 472-487. PMID: 38627233

3- Graves BW, DeJoy SA, Heath A, Pekow P. Maternal body mass index, delivery route, and induction of labor in a midwifery caseload. J Midwifery Womens Health 2006; 51(4): 254-259. PMID: 16814219.

4- Chan RS, Woo J. Prevention of overweight and obesity: how effective is the current public health approach. Int J Environ Res Public Health 2010; 7(3): 765-783. PMID: 20617002.

5- Chang JH, Wang SH, Kuo CL, Shen HC, Hong YW, Lin LC. Prevalence of flexible flatfoot in Taiwanese school-aged children in relation to obesity, gender, and age. Eur J Pediatr 2010; 169(4): 447-452. PMID: 19756732

6- Reilly JJ, Kelly J. Long-term impact of overweight and obesity in childhood and adolescence on morbidity and premature mortality in adulthood: systematic review.

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-15]

Int J Obes (Lond) 2011; 35(7): 891-898. PMID: 20975725

7- Bali NK, Raghav D, Dwivedi A. Correlation between BMI and static biomechanical lower extremity kinetic chain variables in overweight young adults: a cross-sectional study. J Clin Diagn Res 2023; 17(5): YC01-YC06.

8- 8. Jung DY, Kim MH, Koh EK, Kwon OY, Cynn HS, Lee WH. A comparison in the muscle activity of the abductor hallucis and the medial longitudinal arch angle during toe curl and short foot exercises. Phys Ther Sport 2011; 12(1): 30-35. PMID: 21256447

9- Sánchez-Rodríguez R, Valle-Estévez S, Fraile-García PA, Martínez-Nova A, Gómez-Martín B, Escamilla-Martínez E. Modification of pronated foot posture after a program of therapeutic exercises. Int J Environ Res Public Health 2020; 17(22): 8406. PMID: 33202893.

10- Chung KA, Lee E, Lee S. The effect of intrinsic foot muscle training on medial longitudinal arch and ankle stability in patients with chronic ankle sprain accompanied by foot pronation. Phys Ther Rehabil Sci 2016; 5(2): 78-83.

11- Dodelin D, Tourny C, L'Hermette M. The biomechanical effects of pronated foot function on gait. An experimental study. Scand J Med Sci Sports 2020; 30(11): 2167-2177. PMID: 33153918.

12- Sánchez-Rodríguez R, Martínez-Nova A, Escamilla-Martínez E, Pedrera-Zamorano JD. Can the Foot Posture Index or their individual criteria predict dynamic plantar pressures? Gait Posture 2012; 36(3): 591-595. PMID: 22727718

13- Kawakami W, Takahashi M, Iwamoto Y, Shinkoda K. Coordination among shank, rearfoot, midfoot and forefoot kinematic movement during gait in individuals with hallux valgus. J Appl Biomech 2019; 35(1): 44-51. PMID: 30207203

14- Alam F, Raza S, Moiz JA, Bhati P, Anwer S, Alghadir A. Effects of selective strengthening of tibialis posterior and stretching of iliopsoas on navicular drop, dynamic balance, and lower limb muscle activity in pronated feet: a randomized clinical trial. Phys Sportsmed 2019; 47(3): 301-311.

15- Jafarnezhadgero A, Ghane G, Valizadehorang A, Mokhtari Malekabadi A. A comparison of plantar pressure variables during three different running patterns in pronated feet individuals with and without low back pain. Pain 2020; 11(3): 77-87.

16- 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): 1705-1710. PMID: 27062592.

17- Khasawneh RR, Allouh MZ, Abu-El-Rub E. Measurement of the quadriceps (Q) angle with respect to various body parameters in young Arab population. PLoS One 2019; 14(6): e0218387. PMID: 31194851.

18- Jafarnezhadgero A, Amirzadeh N, Fatollahi A, Siahkouhian M, Oliveira AS, Granacher U. Effects of running on sand vs. stable ground on kinetics and muscle activities in individuals with over-pronated feet. Front

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-15]

Physiol 2022; 12: 822024. PMID: 35095577

19- Lynn SK, Padilla RA, Tsang KK. Differences in static- and dynamic-balance task performance after 4 weeks of intrinsic-foot-muscle training: the short-foot exercise versus the towel-curl exercise. J Sport Rehabil 2012; 21(4): 327-333. PMID: 22715143

20- Hashemi S, Seyedahmadi M, Khalagi K, Ardekanizadeh M. The effect of corrective exercises and rope skipping on balance and proprioception of the ankle in female students with foot pronation. Iran J Rehabil Res Nurs 2025; 11(3): 31-42.

21- Jafarnezhadgero A, Imani Brouj S, Sheykhalizade H, Piri E. Comparison of the frequency spectrum of the vertical force of ground reaction in ten areas of the foot in overweight people compared to healthy people during running. Iran J Rehabil Res Nurs 2025; 11(3): 74-83.

22- Choi KM, Kim TN, Yoo HJ, Lee KW, Cho GJ, Hwang TG, et al. Effect of exercise training on A-FABP, lipocalin-2 and RBP4 levels in obese women. Clin Endocrinol (Oxf) 2009; 70(4): 569-574. PMID: 18710473.

23- Yen HY, Chiu HL. The effectiveness of wearable technologies as physical activity interventions in weight control: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. Obes Rev 2019; 20(10): 1485-1493.

24- Simpson JD, Miller BL, O'Neal EK, Chander H, Knight AC. Ground reaction forces during a drop vertical jump: impact of external load training. Hum Mov Sci 2018; 59: 12-19. PMID: 29579620.

25- Lange B, Chipchase L, Evans A. The effect of low-Dye taping on plantar pressures, during gait, in subjects with navicular drop exceeding 10 mm. J Orthop Sports Phys Ther 2004; 34(4): 201-209.

26- Hamer M, Gale CR, Kivimäki M, Batty GD. Overweight, obesity, and risk of hospitalization for COVID-19: a community-based cohort study of adults in the United Kingdom. Proc Natl Acad Sci U S A 2020; 117(35): 21011-21013. PMID: 32788355

27- 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. PMID: 29413451

28- Javdaneh N, Minonejad H, Shirzad E, Javdaneh N. Investigating knee flexion angle and quadriceps to hamstring co-activation in athletes with ankle pronation deformity and healthy. J Ilam Univ Med Sci 2015; 23(4): 158-167.

29- World Medical Association. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human participants. JAMA 2025; 333(1): 71-74. PMID: 39425955.

30- Picciano AM, Rowlands MS, Worrell T. Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. J Orthop Sports Phys Ther 1993; 18(4): 553-558. PMID: 8220414.

31- White R, Agouris I, Fletcher E. Harmonic analysis of force platform data in normal and cerebral palsy gait. Clin Biomech (Bristol) 2005; 20(5): 508-516. PMID: 15836938

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-15]

32- Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. Clin Biomech (Bristol) 2011; 26(2): 207-212. PMID: 21035929

33- McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. Clin Biomech (Bristol) 2012; 27(10): 1058-1063.

34- Schneider E, Chao EY. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. J Biomech 1983; 16(8): 591-601. PMID: 6643531

35- Chang JS, Kwon YH, Kim CS, Ahn SH, Park SH. Differences of ground reaction forces and kinematics of lower extremity according to landing height between flat and normal feet. J Back Musculoskelet Rehabil 2012; 25(1): 21-26. PMID: 22398263

36- Ghorbanloo F, Jafarnezhadgero A, Fatollahi A. Investigating the effect of 8 weeks of corrective exercise with an elastic band on the frequency spectrum of ground reaction forces in young boys with genu valgum during running: a randomized clinical trial study. Stud Med Sci 2020; 31(11): 893-901.

37- Jafarnezhadgero AA, Oliveira AS, Mousavi SH, Madadi-Shad M. Combining valgus knee brace and lateral foot wedges reduces external forces and moments in osteoarthritis patients. Gait Posture 2018; 59: 104-110. PMID: 29028621

38- Chen YL, Chen CC, Hsia PY, Lin SK. Relationships of Borg's RPE 6-20 scale and heart rate in dynamic and static exercises among a sample of young Taiwanese men. Percept Mot Skills 2013; 117(3): 971-982.

39- 39. Riebe D, Franklin BA, Thompson PD, Garber CE, Whitfield GP, Magal M, et al. Updating ACSM's recommendations for exercise preparticipation health screening. Med Sci Sports Exerc 2015; 47(11): 2473-2479. PMID: 26473759

40- Golchini A, Rahnama N. Effect of 12-week corrective exercises on postural sways in male students with pronation distortion syndrome. J Res Rehabil Sci 2020.

41- Golchini A, Rahnama N, Lotfi-Foroushani M. Effect of systematic corrective exercises on the static and dynamic balance of patients with pronation distortion syndrome: a randomized controlled clinical trial study. Int J Prev Med 2021; 12: 129. PMID: 34912505

42- Gooding TM, Feger MA, Hart JM, Hertel J. Intrinsic foot muscle activation during specific exercises: a T2 time magnetic resonance imaging study. J Athl Train 2016; 51(8): 644-650. PMID: 27690528.

43- Moon DC, Kim K, Lee SK. Immediate effect of short-foot exercise on dynamic balance of subjects with excessively pronated feet. J Phys Ther Sci 2014; 26(1): 117-119. PMID: 24567688

44- Pabón-Carrasco M, Castro-Méndez A, Vilar-Palomo S, Jiménez-Cebrián AM, García-Paya I, Palomo-Toucedo IC. Randomized clinical trial: the effect of exercise of the intrinsic muscle on foot pronation. Int J Environ Res Public Health 2020; 17(13): 4882. PMID: 32645830

45- Sadeghi M, Mohammadi HK, Mehravar M, Salehi R, Taheri N, Karimzadeh A. The effects of intrinsic foot muscles strengthening exercises on knee kinematic

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-15]

in pronated foot subjects during forward jump landing. J Family Med Prim Care 2022; 11(8): 4389-4394. PMID: 36352952.

46- de Souza TMM, de Oliveira Coutinho VG, Tessutti VD, de Oliveira NRC, Yi LC. Effects of intrinsic foot muscle strengthening on the medial longitudinal arch mobility and function: a systematic review. J Bodyw Mov Ther 2023; 36: 89-99. PMID: 37949605

47- Ravichandran H, Shetty KS, Shetty SA. Effects of concentric and eccentric exercises in the rehabilitation of flexible flat foot—a randomized trial. Saudi J Sports Med 2022; 22(2): 74-81.

48- Atik A, Ozyurek S. Flexible flatfoot. North Clin Istanb 2014; 1(1): 57-64. PMID: 28058304.

49- Logeshwari V, Siva S, Boopathy D, Madhubala V, Suganthirababu P. Effectiveness of heel cord stretching versus golf ball roll exercises among college students with flat foot: a pilot study. Phys Rehabil Recreat Health Technol 2025; 10(2): 120-127.

50- Moon D, Jung J. Effect of incorporating short-foot exercises in the balance rehabilitation of flat foot: a randomized controlled trial. Healthcare (Basel) 2021; 9(10): 1358. PMID: 34683038.

51- Mayorga-Vega D, Merino-Marban R, Viciana J. Criterion-related validity of sit-and-reach tests for estimating hamstring and lumbar extensibility: a meta-analysis. J Sports Sci Med 2014; 13(1): 1-14. PMID: 24570599

52- Brijwasi T, Borkar P. A comprehensive exercise program improves foot alignment in people with flexible flat foot: a randomised trial. J Physiother 2023; 69(1): 42-46. PMID: 36526555.

53- Garber CE, Blissmer B, Deschenes MR, Franklin BA, Lamonte MJ, Lee IM, et al. American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. Med Sci Sports Exerc 2011; 43(7): 1334-1359. PMID: 21694556.

54- Dianatinasab A, Koroni R, Bahramian M, Bagheri-Hosseinabadi Z, Vaismoradi M, Fararouei M, et al. The effects of aerobic, resistance, and combined exercises on the plasma irisin levels, HOMA-IR, and lipid profiles in women with metabolic syndrome: a randomized controlled trial. J Exerc Sci Fit 2020; 18(3): 168-176. PMID: 32641925

55- Jafarnezhadgero AA, Jahangirpour A, Parsa H, Sajedi H, Granacher U, Souza Oliveira A. The impact of excessive body weight and foot pronation on running kinetics: a cross-sectional study. Sports Med Open 2023; 9(1): 116. PMID: 38055073

56- Gruber AH, Edwards WB, Hamill J, Derrick TR, Boyer KA. A comparison of the ground reaction force frequency content during rearfoot and non-rearfoot running patterns. Gait Posture 2017; 56: 54-59. PMID: 28499137

57- Jafarnezhadgero A, Fakhri Mirzanag E, Sheikhalizadeh H, Parsa H. Interaction of overweight and pronated foot on ground reaction force frequency content during running. Pamukkale J Sport Sci 2024; 15(2): 316-327.

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-15]

58- Rodrigues P, Chang R, TenBroek T, van Emmerik R, Hamill J. Evaluating the coupling between foot pronation and tibial internal rotation continuously using vector coding. J Appl Biomech 2015; 31(2): 88-94. PMID: 25386828

59- Mei Q, Gu Y, Xiang L, Baker JS, Fernandez J. Foot pronation contributes to altered lower extremity loading after long distance running. Front Physiol 2019; 10: 573. PMID: 31191329.

60- Huang C, Chen LY, Liao YH, Masodsai K, Lin YY. Effects of the short-foot exercise on foot alignment and muscle hypertrophy in flatfoot individuals: a meta-analysis. Int J Environ Res Public Health 2022; 19(19): 11994. PMID: 36231295

61- Engkananuwat P, Kanlayanaphotporn R. Gluteus medius muscle strengthening exercise effects on medial longitudinal arch height in individuals with flexible flatfoot: a randomized controlled trial. J Exerc Rehabil 2023; 19(1): 57-66. PMID: 36910682

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-15]