Journal of Anesthesiology and Pain Winter 2021, Vol 11, NO 4

Comparison of Lower Limb Muscular Activities during Three Different Running Patterns in Pronated Feet Individuals with and without Low Back Pain

AmirAli Jafarnezhadgero[1*], Ghader Ghane[2], Arefeh MokhtariMalekAbadi[2], Aydin Valizadehorang[3]

1. *Assistant Prof., Dept. of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Iran*
2. *MSc in Sport Biomechanics, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*
3. *Assistant Prof., Dept. of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Iran*

ABSTRACT

Aims and background: The aim of the present study was to compare the electromyography activity of the lower limb muscles during three different running patterns in pronated feet individuals with and without low back pain.

Material and Methods: The present study was cross-sectional. 45 adult males (15 male with pronated feet, 15 male with both low back pain and pronated feet and 15 male with normal feet) volunteered to participate in the present study. Electromyography activity of the eight lower limb muscles (gastrocnemius, soleus, peroneus longus, tibialis anterior, vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, and gluteus medius) were recorded during three running patterns. MANOVA test was used for statistical analysis.

Results: The electromyography amplitude of the tibialis anterior during loading response phase while running with forefoot pattern in both pronated group ($p=0.042$) and pronated feet individuals with low back pain ($p=0.039$) were lower than that healthy group. Main effect of running pattern on electromyography amplitude of vastus medialis and rectus femoris muscles in three groups were not statistically significant during loading phase ($p>0.05$).

Conclusion: Foot pronation affects the activity of the lower limb muscles by structural alterations in the ankle and foot joints. These changes in the pronated feet individuals with low back pain were greater than that pronated feet individuals without low back pain.

Keywords: Electromyography, Running, Pronate foot, Low back pain

Please cite this paper as:

Jafarnezhadgero A A, Ghane GH, MokhtariMalekAbadi A, Valizadehorang A [Comparison of Lower Limb Muscular Activities during Three Different Running Patterns in Pronated Feet Individuals with and without Low Back Pain(Persian)]. J Anesth Pain 2021;11(4):1-18.

Corresponding Author: AmirAli Jafarnezhadgero, Assistant Prof., Dept. of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Iran

Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-08]

فصلنامه علمی پژوهشی بیهوشی و درد، دوره ۱۱، شماره ۴، زمستان ۱۳۹۹

مقایسه فعالیت عضلات اندام تحتانی طی سه الگوی مختلف دویدن در افراد دارای پای پرونیت با و بدون کمردرد

امیرعلی جعفرنژادگرو*[۱]، قادر قانع[۲]، عارفه مختاری ملک‌آبادی[۲]، آیدین ولی زاده اورنج[۳]

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲. کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۳. استادیار فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۳/۱۵ **تاریخ بازبینی: ۱۳۹۹/۴/۶** **تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۴/۲۲**

چکیده

زمینـه و هـدف: هـدف پژوهـش حاضـر مقایسـه فعالیـت الکترومایوگرافـی عضـلات انـدام تحتانـی طی سـه الگـوی مختلـف دویـدن در افـراد دارای پـای پرونیـت بـا و بـدون کمـردرد می‌باشـد.

مـواد و روش‌هـا: تحقیـق حاضـر از نـوع مقطعـی بـود. ۴۵ مـرد بالـغ (۱۵ نفـر دارای کـف پـای پرونیـت، ۱۵ نفـر بـا پـای پرونیـت مبتـلا بـه کمـردرد و ۴۵ نفـر بـا پـای نرمـال) داوطلـب شـرکت در پژوهـش حاضـر شـدند. فعالیـت الکترومایوگرافـی ۸ عضلـه انـدام تحتانـی (دوقلو، سـولئوس، نازک‌نئـی طویـل، درشـت‌نئی قدامـی، پهـن خارجـی، پهـن داخلـی، راسـت رانـی، سـرینی میانـی) طـی سـه الگـوی دویـدن ثبـت گردیـد. از آزمـون آنالیـز واریانـس چنـد متغیـره جهـت تحلیـل آمـاری اسـتفاده شـد.

یافته‌هـا: دامنـه فعالیـت الکترومایوگرافـی عضلـه درشـت‌نئی قدامـی در مرحلـه پاسـخ بارگیـری طـی شـرایط دویـدن بـا الگـوی پنجه-پاشـنه در گـروه دارای پـای پرونیـت ($p=۰/۰۴۲$) و در همچنیـن در گـروه دارای پـای پرونیـت و کمـردرد ($p=۰/۰۳۹$) در مقایسـه بـا گـروه سـالم کمتـر بـود. اثـر عامـل الگـوی دویـدن بـر فعالیـت عضـلات پهـن داخلـی و راسـت رانـی در سـه گـروه طـی مرحـل پاسـخ بارگیـری اختـلاف معنـی‌داری را نشـان داد ($p>۰/۰۵$).

نتیجه‌گیـری: پرونیشـن پـا بـا تغییـرات سـاختاری کـه در مفصـل مـچ پـا و پـا ایجـاد می‌کنـد فعالیـت عضـلات انـدام تحتانـی را تحـت تاثیـر قـرار می‌دهـد. میـزان ایـن تغییـرات در افـراد بـا پـای پرونیـت بـا کمـردرد در مقایسـه بـا افـراد بـا پـای پرونیـت بـدون کمـردرد بیشـتر اسـت.

واژه‌های کلیدی: الکترومایوگرافی، دویدن، پای پرونیت، کمردرد

مقدمه

افـراد جامعـه در زندگـی روزمـره خـود از الگوهـای مختلـف دویـدن جهـت انجـام فعالیت‌هـای ورزشـی اسـتفاده می‌کننـد کـه رایج‌تریـن آن‌هـا، الگـوی پاشـنه-پنجه، میانـه پـا و پنجه-پاشـنه اسـت[۱]. پـا تنهـا بخـش بـدن اسـت کـه در حـال حرکـت بـا سـطوح خارجـی تمـاس پیـدا می‌کنـد و بـرای حفـظ تعـادل بـه هنـگام دویـدن و در حالـت ایسـتاده نقـش بسـیار مهمـی ایفـا می‌نمایـد[۲]. پرونیشـن پـا از شـایع‌ترین ناهنجاری‌هـای پـا اسـت کـه بـا افـت اسـتخوان نـاوی و کاهـش قـوس طولـی داخلـی

نویسـنده مسـئول: امیرعلـی جعفرنـژاد گرو، اسـتادیار بیومکانیک ورزشـی، گروه تربیـت بدنی و علوم ورزشـی، دانشـکده علوم تربیتی و روانشناسـی، دانشـگاه محقـق اردبیلی، اردبیـل، ایران
پست الکترونیک: amiralijafarnezhad@gmail.com

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-08]

موجب تغییر شکل ساختاری و آناتومیکی پا می‌شود. این تغییر شکل می‌تواند آسیب‌های خاصی از جمله شین‌اسپلینت، آسیب‌های پرکاری زانو، آسیب‌های لیگامان صلیبی قدامی و سندروم فشار داخلی ساق پا را برای فرد ایجاد کند[۳]. پرونیشن پا با بی‌نظمی‌های بیومکانیکی که در مفصل مچ پا ایجاد می‌کند، عملکرد فرد [۴]، تحرک‌پذیری مفاصل پا و مچ پا[۵] و فعالیت عضلات اندام تحتانی را به جهت کوتاهی عضلات در سمت تقعر و کشیدگی عضلات در سمت تحدب را تحت تاثیر قرار می‌دهد[۶]. اندام تحتانی باید نیروی کششی، قیچی‌وار و چرخشی را در فاز استقرار راه رفتن و دویدن به خوبی توزیع کند. توزیع نامناسب این نیروها باعث ایجاد حرکات غیرطبیعی می‌گردد و با ایجاد چرخش و فشار زیاد باعث تخریب بافت‌های نرم و کاهش کارایی عضلانی می‌شود [۷].

کمردرد یکی از عارضه‌های پیچیده و رایج سیستم عضلانی اسکلتی است که عوامل متعددی در رخداد آن دخالت دارد و منجر به کاهش عملکرد در بسیاری از مبتلایان و افت کیفیت زندگی افراد درگیر می‌شود[۸]. دومین عامل ناتوانی بزرگسالان در آمریکا کمردرد است که ۱۴ درصد این جامعه یک ماه در سال، ۳۴ درصد آن‌ها شش روز در سال و ۵۶ درصدشان یک روز در سال به دلیل کمردرد بستری می‌شوند[۹]. آمار دقیقی در ایران در زمینه ابتلا به کمردرد وجود ندارد اما مطالعات متعددی به صورت مقطعی جوامع کوچک همچون کارگران، کارمندان، خانم‌های باردار و ... را از منظر ابتلا به کمردرد مورد بررسی قرار داده‌اند. در مطالعه‌ای که بر روی افراد دانشگاهی ایران انجام گردید میزان شیوع کمردرد را ۸۶/۳ درصد گزارش کرد[۱۰]. در پژوهشی که روی جامعه‌ی پرستاران شاغل در شهر اصفهان انجام گرفته بود، بیان شده است که حدود ۵۵/۳ درصد افراد این جامعه از کمردرد رنج می‌برند[۱۱]. به طور کلی شیوع این عارضه در گزارشات سازمان جهانی بهداشت ۸۴ درصد بیان شده است[۱۲]. اغلب به دلیل برخورد یا انجام اعمال خاص همچون حمل بار سنگین، عادات غلط در انجام فعالیت‌های روزانه مثل نشستن ایجاد شود و یا در نتیجه آسیب‌های اندام تحتانی همچون کف پای صاف، پای پرونیت، پای سوپینیت و... به وجود می‌آید[۱۳]. کمردردهای مکانیکی شایع‌ترین نوع کمردرد به شمار می‌روند که در آن بافت‌هایی همچون لیگامان‌ها، عضلات، تاندون‌ها، دیسک‌های بین مهره‌ای، مفاصل، رشته‌های عصبی آسیب دیده‌اند[۱۴]. در شدیدترین حالت، کمردرد می‌تواند به صدمات جبران‌ناپذیر به اعصاب محیطی ختم شود و معلولیت را به دنبال داشته باشد.

یکی از عوامل مهم و موثر در بروز کمردردهای مکانیکی " اختلالات بیومکانیکی پا" است که یکی از شایع‌ترین این اختلالات پرونیشن پا به شمار می‌رود[۱۵]. از آنجایی که سیستم حرکتی بدن یک مجموعه از همکاری‌های زنجیره‌های حرکتی با یکدیگر جهت ایجاد یک حرکت است، این زنجیره می‌تواند تحت تاثیر عوامل مختلفی همچون اختلالات پاسچری، الگوهای تکراری حرکتی، تغییر شکل‌های بیومکانیکی، حرکات شدید اندام‌های حرکتی و ... قرار گیرد و مختل شود[۱۶]. بروز اختلال در یک بخش و یا کل زنجیره حرکتی منجر به بروز اشکال در سایر زنجیره‌های حرکتی بدن می‌گردد؛ از این‌رو اختلالات بیومکانیکی پا، مانند پرونیشن پا بر روی زنجیره حرکتی اندام تحتانی و ستون فقرات موثر بوده و در مواردی موجب بروز کمردردهای شدید می‌گردد[۱۷]. برانتینگهام و همکارانش در مطالعه‌ای روی افراد سالم و مبتلا به کمردرد مکانیکی دریافتند که احتمال افت قوس داخلی کف پا در افراد مبتلا به کمردرد بیشتر است[۱۸]. بابایی و همکاران در پژوهشی که به بررسی ارتباط کمردرد و اختلال‌های مچ و کف پا پرداختند، ارتباط معناداری بین افزایش

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-08]

والگوس شست پا، سفتی شست پا و کوتاهی عضله سولوس پا با کمردرد مزمن به دست آمد، اما رابطه معناداری بین ابعاد پا با کمردرد به دست نیامد. به هرحال آنها گزارش کردند که مشکلات و ناهنجاری‌های ناحیه مچ و پا به دلیل تأثیراتی که روی پوسچر، تعادل و راه رفتن می‌گذارد می‌تواند باعث بروز کمردرد شوند[۱۹].

الکترومایوگرافی سطحی یکی از روش‌های غیرتهاجمی برای ارزیابی فعالیت عضلات و مدت زمان فعالیت‌های عضلات درگیر در فعالیت تحت بررسی است. از مزایای مهم الکترومایوگرافی سطحی می‌توان به غیرتهاجمی بودن واقتصادی بودن آن اشاره کرد[۲۰]. سیگنال‌های الکترومایوگرافی در دو فضای کلی فرکانسی و دامنه‌ای تحلیل می‌شود. در آنالیز دامنه‌ای، عوامل مختلفی مانند تفاوت ضخامت چربی و مقاومت الکتریکی پوست، اندازه و نیز عملکرد فیزیولوژیکی عضله‌ها باعث می‌گردد تا این سیگنال‌ها در مقایسه عضلات مختلف با یکدیگر، بین افراد مختلف و حتی سیگنال‌های یک عضله در زمان‌های مختلف، مقایسه‌پذیر نباشد[۲۱]. برای فراهم کردن مقیاسی یکسان برای چنین مقایسه‌هایی، از نرمال کردن سیگنال الکترومایوگرافی استفاده می‌شود. نرمال کردن پروسه‌ای است که در آن مقادیر مطلق الکترومایوگرافی جمع‌آوری‌شده از یک عضله، در فعالیتی خاص به عنوان درصدی از مقادیر سیگنال الکترومایوگرافی مرجع بیان می‌شود[۲۲،۲۳]. یکی از روش‌های معمول جهت نرمال کردن، استفاده از بیشینه دامنه سیگنال در حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) است.

با توجه به اینکه اکثر تحقیقات گذشته تعادل ایستا[۲۴] و فعالیت الکتریکی عضلات طی حرکت راه رفتن[۲۵] را مورد بررسی قرار دادند، هدف پژوهش حاضر مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی طی سه الگوی مختلف دویدن در افراد دارای پای پرونیت با و بدون کمردرد است.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بین ۴۵ نفر (۱۵ نفر با پای طبیعی، ۱۵ نفر دارای کف پای پرونیت و ۱۵ نفر دارای پای پرونیت مبتلا به کمردرد) به صورت مقایسه‌ای انجام شد. طرح پژوهش حاضر در کمیته اخلاق در علوم پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اردبیل با کد IR.ARUMS.REC.1398.408 مورد تایید قرار گرفت. تمامی ملاحظات اخلاقی بر اساس اعلامیه هلسینکی رعایت گردید. قبل از شروع پژوهش نحوه آزمون‌گیری توضیح و از تمامی آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی مبنی بر شرکت آگاهانه در پژوهش دریافت شد. جامعه آماری پژوهش حاضر دانشجویان پسر مقطع کارشناسی دانشگاه محقق اردبیلی تشکیل داد که نمونه‌گیری به صورت در دسترس صورت گرفت. از معیارهای ورود به مطالعه می‌توان به عدم سابقه جراحی و شکستگی در اندام تحتانی در حداقل ۶ ماه قبل از داده‌گیری، عدم داشتن مشکلات عصبی- عضلانی، عدم استفاده از داروهایی که بر سطح هوشیاری آزمودنی‌ها موثر بود و ... اشاره کرد. همچنین شرکت‌کنندگان دارای هر گونه آسیب تروماتیک و یا سابقه عمل جراحی در اندام تحتانی از مطالعه حاضر خارج شدند[۲۶].

جهت تقسیم‌بندی گروه‌ها برای اطمینان خاطر، از دو روش تخشیص کف پای پرونیت استفاده شد:

روش اول: افتادگی استخوان ناوی که در آن ارتفاع بین برجستگی استخوان ناوی تا سطح زمین در دو حالت بی‌وزنی و تحمل وزن مقایسه شد. درصورتی که اختلاف اندازه این دو حالت بین ۹-۵ میلی‌متر بود فرد به عنوان "آزمودنی دارای پای طبیعی" در نظر گرفته می‌شد و اگر این اختلاف ۱۰ میلی‌متر و بیشتر از آن بود فرد به عنوان "آزمودنی دارای کف پای پرونیت" محسوب می‌گردید[۲۷].

روش دوم: اندازه‌گیری زاویه پرونیشن پا به این صورت که خط میانی یک سوم تحتانی پشت ساق پا و خط میانی پشت پا (پاشنه) در وضعیت خوابیده

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-08]

به حالت دمر رسم شد، سپس در حالت ایستاده و تحمل وزن زاویه تشکیل شده بین این دو خط با گونیامتر اندازه‌گیری و مقایسه گردید[۲۸].

در مطالعه حاضر پای غالب آزمودنی‌ها، پای سمت راست بود. به منظور ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرافی موهای زائد تراشیده و پوست با الکل و پنبه طبی تمیز شد. از ژل روان‌کننده جهت کاهش مقاومت الکتریکی پوست استفاده گردید. الکترودهای سطحی جهت ثبت سیگنال‌های الکتریکی بر روی عضلات منتخب (دوقلو، نعلی، نازک‌نئی طویل و درشت نئی قدامی، پهن خارجی، پهن داخلی، راست رانی، سرینی میانی) بر اساس پروتکل SENIAM نصب گردید[۲۹] (جدول ۱). سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد و با استفاده از فیلتر میان‌گذر ۵۰۰-۱۰ هرتز عبور داده شد. اطلاعات خام الکترومایوگرافی با روش میانگین ریشه مربعی (RMS) مورد تحلیل قرار گرفت. جهت نرمال‌سازی داده‌ها از روش نرمال‌سازی دینامیکی (MVC%) استفاده شد که معتبرترین روش جهت نرمال‌سازی داده‌های الکترومایوگرافی در تحلیل حرکتی راه رفتن و دویدن است[۳۰]. به منظور ثبت فعالیت الکتریکی عضلات هر آزمودنی مسیر ۱۵ متری را با پای برهنه و با سرعت خود انتخابی[۳۱] به صورت سه تریال صحیح الگوی پنجه-پاشنه، سه تریال صحیح الگوی پاشنه-پنجه و سه تریال صحیح الگوی میانه‌پا طی می‌کرد.

جدول۱. محل قرارگیری الکترودهای سطحی بر روی عضلات منتخب مورد بررسی در پژوهش حاضر

عضله	محل نصب الکترود براساس پروتکل **SENIAM**
درشت‌نئی قدامی	۳۰٪ بالایی خط بین نوک استخوان نازک‌نئی تا قوزک داخلی مچ پا
دوقلو	برجسته‌ترین بخش داخلی عضله
سرینی میانی	۵۰٪ بین خط قدامی خار خاصره تا برجستگی بزرگ استخوان ران
نازک‌نئی بلند	۲۵٪ طول بالایی عضله روی خط بین نوک سر استخوان نازک‌نئی و سر قوزک خارجی
نعلی	روی ۳۵٪ بالایی خط بین کندیل داخلی ران و قوزک داخلی درست انتهای دوقلو داخلی و وسط تاندون آشیل
راست رانی	۵۰٪ بین خط اتصال‌دهنده خار خاصرهای قدامی به بخش فوقانی کشکک زانو
پهن داخلی	۸۰٪ انتهایی خط واصل خار خاصرهای قدامی فوقانی و کشکک با زاویه حدود ۵۵ درجه نسبت به محور طولی ران
پهن خارجی	۳۵٪ بالایی بین خط خار خاصرهای قدامی فوقانی تا جانب خارجی کشکک

به منظور ثبت حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی هر عضله اعمال زیر صورت گرفت:

عضلات درشت‌نئی قدامی و نازک‌نئی بلند: آزمودنی در وضعیت نشسته بر روی صندلی و تکیه کامل به پشتی صندلی، همراه با ۹۰ درجه فلکشن در مفصل ران، زانو و مچ پا، از وی خواسته شد حداکثر توان خود را برای انجام حرکت دورسی فلکشن در برابر مقاومت اعمالی انجام دهد.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-08]

عضلات دوقلو داخلی و نعلی: آزمودنی در وضعیت نشسته بر روی صندلی، همراه با زاویه ۹۰ درجه ران، زانو و مچ پا در وضعیت خنثی، از وی خواسته شد حداکثر نیروی پلانتار فلکشن خود را در برابر مقاومت اعمال کند.

سرینی میانی: آزمودنی در وضعیت ایستاده با یک پا، از وی خواسته شد که لگن را به صورت افقی نگه‌دارد.

چهارسر رانی: آزمودنی در وضعیت نشسته بر روی صندلی، همراه با زاویه ۹۰ درجه ران و مچ پا و قرار دادن زانو در وضعیت خنثی، از وی خواسته شد حداکثر نیروی اکستنشن زانو را در برابر مقاومت نشان دهد. نرمال بودن داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیروویلک بررسی شد. برای تحلیل و تعیین اهمیت آماری تفاوت بین گروه‌ها از آزمون MANOVA استفاده گردید. تمامی تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار (SPSS) نسخه ۲۴ انجام شد. اندازه اثر (d) با استفاده از رابطه زیر محاسبه شد[۳۲]:

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

یافته‌ها

با توجه به اطلاعات جدول ۲ و نمودار ۱، یافته‌ها نشان داد اثر عامل الگوی دویدن، اثر تعاملی دویدن*گروه و اثر عاملی گروه در عضله درشت‌نئی قدامی در سه گروه افراد دارای پای پرونیت، افراد دارای پای پرونیت با کمردرد و افراد سالم طی سه الگوی دویدن اختلاف معنی‌داری داشت. مقایسه جفتی نشان داد دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله درشت‌نئی قدامی در فاز پاسخ بارگیری در گروه سالم طی دویدن با الگوی پنجه-پاشنه در مقایسه با الگوی پاشنه-پنجه (p=۰/۰۲۷) و در مقایسه با الگوی میانه اتکا (p=/۰۰۱) بیشتر بود. همچنین دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله درشت‌نئی قدامی در فاز پاسخ بارگیری طی شرایط دویدن با الگوی پنجه-پاشنه در گروه دارای پای پرونیت نسبت به گروه سالم (p=۰/۰۴۲) و گروه دارای پای پرونیت با کمردرد در مقایسه با سالم (p=۰/۰۳۹) کمتر بود.

اثر عامل دویدن بر عضله دوقلو در سه گروه دارای پای پرونیت، گروه دارای پای پرونیت با کمردرد و گروه سالم طی سه الگوی دویدن در فاز پاسخ بارگیری اختلاف معنی‌داری داشت. مقایسه جفتی نشان داد دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوقلو داخلی در فاز پاسخ بارگیری در گروه پرونیت بین دویدن با الگوی پاشنه-پنجه در مقایسه با پنجه-پاشنه بیشتر بود (p=۰/۰۲۲) (جدول ۲).

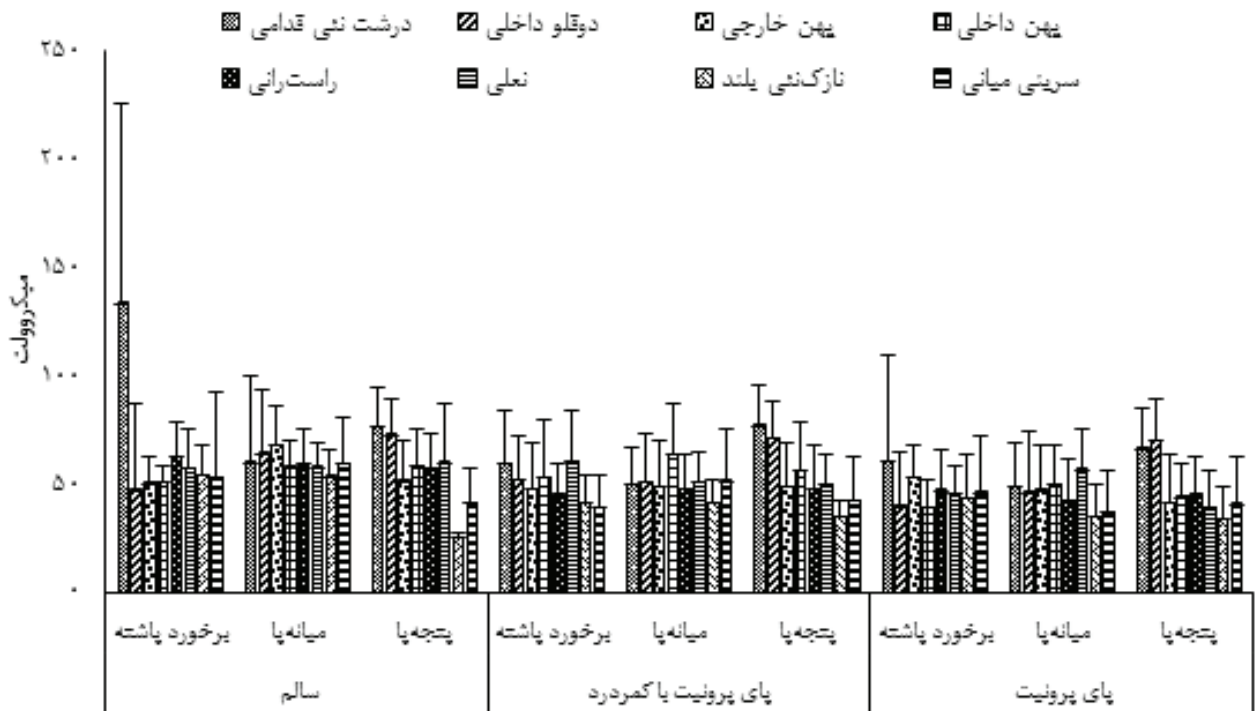
اثر عامل دویدن بر عضله پهن داخلی و راست رانی در سه گروه دارای پای پرونیت، گروه دارای پای پرونیت با کمردرد و گروه سالم طی سه الگوی دویدن در فاز پاسخ بارگیری اختلاف معنی‌داری را نشان داد (جدول ۲). نتایج نشان داد اثر عامل الگوی دویدن و اثر تعاملی الگوی دویدن و گروه بر دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله نازک‌نئی بلند در فاز پاسخ بارگیری در سه گروه دارای پای پرونیت، گروه دارای پای پرونیت با کمردرد و گروه سالم طی سه الگوی دویدن اختلاف معنی‌داری داشت. مقایسه جفتی نشان داد دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله نازک‌نئی بلند در فاز پاسخ بارگیری طی الگوی دویدن میانه‌پا در گروه با پای پرونیت در مقایسه با گروه سالم بیشتر بوده است (p=۰/۰۰۹). دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوقلو داخلی در فاز پاسخ بارگیری در گروه سالم در الگوی دویدن با پاشنه-پنجه در مقایسه با پنجه-پاشنه (p<۰/۰۰۱) و میانه اتکا (p<۰/۰۰۱) بیشتر بود (جدول ۲).

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-08]

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-08]

جدول ۲. دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب در سه گروه دارای پای پرونیت، گروه دارای پای پرونیت با کمردرد و گروه سالم طی فاز پاسخ بارگیری

عضلات منتخب	پای پرونیت			پای پرونیت با کمردرد			سالم			اثر عامل الگوی دویدن	اثر تعاملی دویدن *گروه	اثر عامل گروه
	الگوی دویدن			الگوی دویدن			الگوی دویدن					
	برخورد پاشنه	میانه‌پا	پنجه‌پا	برخورد پاشنه	میانه‌پا	پنجه‌پا	برخورد پاشنه	میانه‌پا	پنجه‌پا			
درشت‌نئی قدامی	۶۵/۸۹±۱۹/۱۶	۴۸/۲۸±۲۰/۷۵	۶۰/۲۸±۴۹/۳۱	۷۶/۶۷±۱۸/۳۶	۴۹/۷۲±۱۷/۳۰	۵۹/۳۰±۲۳/۸۷	۷۶/۱۵±۱۷/۶۸	۵۹/۴۴±۴۰/۱۹	۱۳۳/۰۳±۹۲/۱۴	*<۰/۰۰۱ (۰/۶۶۱)	*۰/۰۲۳ (۰/۱۸۶)	*۰/۰۴۵ (۰/۲۰۵)
دوقلو داخلی	۶۹/۴۱±۱۹/۴۰	۴۵/۸۰±۲۸/۴۰	۳۹/۱۵±۲۴/۹۴	۷۰/۸۱±۱۷/۵۹	۵۰/۲۳±۲۲/۴۳	۵۱/۶۲±۲۰/۵۸	۷۲/۱۷±۱۶/۴۶	۶۳/۸۳±۲۹/۴۹	۴۶/۶۹±۳۹/۷۰	*۰/۰۰۲ (۰/۳۹۲)	۰/۷۰۷ (۰/۰۳۹)	۰/۴۳۱ (۰/۰۶۰)
پهن خارجی	۴۰/۵۰±۲۳/۲۴	۴۶/۶۷±۲۱/۰۸	۵۲/۵۲±۱۴/۹۳	۴۸/۶۸±۱۹/۹۲	۴۸/۰۹±۲۱/۹۹	۴۷/۰۰±۲۱/۸۶	۵۱/۰۱±۱۹/۱۷	۶۷/۶۰±۱۸/۶۷	۴۹/۸۳±۱۲/۸۱	۰/۳۸۰ (۰/۰۷۲)	۰/۲۳۱ (۰/۰۹۷)	۰/۲۱۴ (۰/۱۰۸)
پهن داخلی	۴۳/۴۸±۱۵/۷۷	۴۹/۰۰±۱۸/۳۵	۳۸/۴۴±۱۳/۷۳	۵۵/۷۷±۲۲/۸۳	۶۲/۸۷±۲۴/۰۲	۵۲/۶۷±۲۶/۱۶	۵۸/۱۶±۱۶/۸۸	۵۷/۴۷±۱۲/۵۲	۵۰/۴۰±۷/۵۹	*۰/۰۴۲ (۰/۲۱۶)	۰/۹۶۵ (۰/۰۱۱)	۰/۰۶۹ (۰/۱۷۹)
راست‌رانی	۴۴/۵۵±۱۸/۲۳	۴۲/۲۰±۱۹/۲۳	۴۶/۶۶±۱۸/۶۹	۴۷/۶۲±۱۹/۷۲	۴۷/۳۲±۱۵/۸۷	۴۴/۵۰±۱۵/۱۰	۵۶/۹۲±۱۶/۳۲	۵۹/۲۴±۱۵/۴۲	۶۱/۹۶±۱۶/۲۴	۰/۹۰۲ (۰/۰۰۸)	۰/۸۸۷ (۰/۰۲۱)	*۰/۰۱۵ (۰/۲۶۸)
نعلی	۳۸/۹۸±۱۶/۷۷	۵۶/۱۸±۱۸/۷۷	۴۴/۸۶±۱۳/۰۷	۴۹/۵۳±۱۳/۹۵	۵۰/۴۹±۱۴/۴۳	۵۹/۸۷±۲۳/۳۵	۵۹/۴۸±۲۶/۹۶	۵۷/۲۵±۱۱/۶۷	۵۶/۴۸±۱۸/۶۸	۰/۳۴۳ (۰/۰۷۹)	۰/۱۴۹ (۰/۱۱۶)	۰/۱۹۰ (۰/۱۱۶)
نازک‌نئی بلند	۳۳/۴۰±۱۵/۰۸	۳۴/۴۷±۱۵/۳۲	۴۲/۹۳±۲۰/۵۱	۳۴/۸۰±۷/۲۹	۴۱/۱۹±۱۰/۳۶	۴۰/۷۴±۱۳/۰۲	۲۵/۰۷±۲/۴۵	۵۳/۰۰±۱۲/۰۵	۵۳/۴۶±۱۳/۸۶	*<۰/۰۰۱ (۰/۵۶۴)	*۰/۰۰۲ (۰/۲۶۶)	۰/۲۱۵ (/۰/۱۰۸)
سرینی میانی	۴۰/۲۱±۲۱/۵۸	۳۶/۲۲±۱۹/۳۹	۴۵/۶۶±۲۶/۴۹	۴۲/۲۶±۲۰/۲۵	۵۰/۹۸±۲۴/۴۰	۳۹/۰۸±۱۵/۱۲	۴۰/۷۲±۱۶/۳۵	۵۸/۹۵±۲۱/۲۸	۵۲/۸۱±۳۹/۰۸	۰/۰۹۸ (۰/۱۶۴)	۰/۰۷۰ (۰/۱۴۶)	۰/۳۸۰ (۰/۰۶۹)



نمودار ۱. دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب در سه گروه دارای پای پرونیت، گروه دارای پای پرونیت با کمردرد و گروه سالم طی فاز پاسخ بارگیری

با توجه به جدول ۳ و نمودار ۲، نتایج نشان داد اثر عامل دویدن بر دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوقلو داخلی طی فاز هل دادن در سه گروه دارای پای پرونیت، گروه دارای پای پرونیت با کمردرد و گروه سالم طی سه الگوی دویدن اختلاف معنی‌داری داشت. دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوقلو داخلی طی فاز هل دادن در گروه پرونیت با الگوی دویدن میانه‌پا نسبت به الگوی پنجه-پاشنه (p=۰/۰۰۸) بیشتر بود.

نتایج نشان داد اثر عامل گروه بر دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله پهن داخلی طی فاز هل دادن در سه گروه دارای پای پرونیت، گروه دارای پای پرونیت با کمردرد و گروه سالم طی سه الگوی دویدن اختلاف معنی‌داری داشت. مقایسه جفتی نشان داد دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله پهن داخلی طی فاز هل دادن در الگوی دویدن پنجه-پاشنه بین دو گروه دارای پای پرونیت و دارای پای پرونیت با کمردرد اختلاف معنی‌داری داشت (p=۰/۰۳۹). دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله پهن داخلی طی فاز هل دادن با الگوی دویدن پنجه-پاشنه در گروه دارای پای پرونیت با کمردرد نسبت به با گروه سالم بیشتر بود (p=۰/۰۱۲) (جدول ۳).

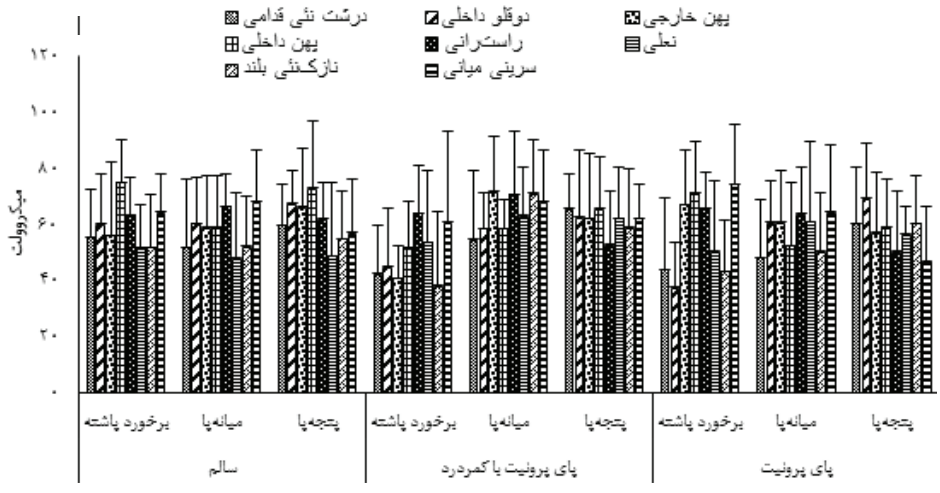
اثر عامل دویدن بر دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله نازک‌نئی بلند طی فاز هل دادن در سه گروه دارای پای پرونیت، گروه دارای پای پرونیت با کمردرد و گروه سالم طی سه الگوی دویدن اختلاف معنی‌داری داشت. دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله نازک‌نئی بلند طی فاز هل دادن در گروه دارای پای پرونیت با کمردرد در الگوی دویدن میانه‌پا نسبت به الگوی پنجه-پاشنه (p=۰/۰۰۲) بیشتر بود (جدول ۳).

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-08]

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-08]

جدول ۳. دامنه فعالیت الکترومایوگرافی در سه گروه دارای پای پرونیت، گروه دارای پای پرونیت با کمردرد و گروه سالم

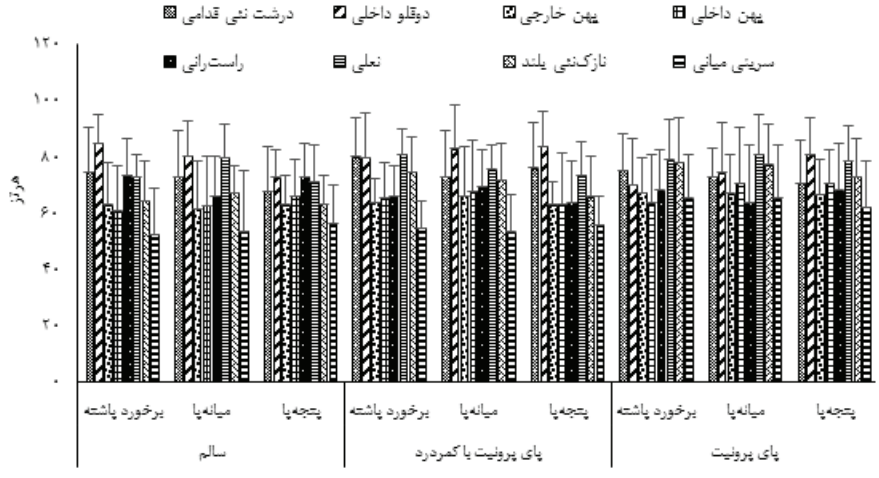
عضلات منتخب	پای پرونیت			پای پرونیت با کمردرد			سالم			اثر عامل الگوی دویدن	اثر تعاملی الگوی دویدن *گروه	اثرعامل گروه
	الگوی دویدن			الگوی دویدن			الگوی دویدن					
	برخورد پاشنه	میانه‌پا	پنجه‌پا	برخورد پاشنه	میانه‌پا	پنجه‌پا	برخورد پاشنه	میانه‌پا	پنجه‌پا			
درشت‌نئی قدامی	۶۰/۳۹±۱۹/۸۰	۴۸/۲۸±۲۰/۷۵	۴۳/۹۶±۲۵/۳۷	۶۵/۷۸±۱۲/۳۱	۵۴/۷۸±۲۴/۲۲	۴۲/۵۳±۱۷/۲۳	۵۹/۹۱±۱۴/۵۳	۵۱/۹۷±۲۴/۲۹	۵۵/۵۳±۱۷/۰۰	۰/۰۷۴ (۰/۱۸۲)	۰/۰۵۶ (۰/۱۵۴)	۰/۶۰۵ (۰/۰۳۶)
دوقلو داخلی	۶۹/۴۱±۱۹/۴۰	۶۰/۹۳±۱۴/۷۱	۳۷/۷۸±۱۶/۱۱	۶۲/۶۱±۲۳/۷۷	۵۸/۸۶±۱۲/۴۳	۴۵/۱۳±۲۰/۸۶	۶۷/۵۹±۱۱/۵۶	۶۰/۵۶±۱۶/۳۰	۶۰/۲۹±۱۷/۷۳	*۰/۰۳۰ (۰/۲۳۶)	۰/۳۹۹ (۰/۰۷۱)	۰/۰۰۶ (۰/۳۱۲)
پهن خارجی	۵۷/۲۸±۲۱/۲۴	۶۰/۸۳±۱۸/۴۱	۶۷/۱۶±۱۹/۴۲	۶۲/۳۱±۲۳/۰۴	۷۱/۸۱±۱۹/۶۴	۴۱/۰۷±۱۱/۷۰	۶۶/۲۱±۲۱/۰۴	۵۸/۹۶±۱۸/۷۱	۵۶/۲۷±۲۶/۳۰	۰/۳۱۱ (۰/۰۸۶)	۰/۰۹۵ (۰/۱۳۴)	۰/۷۴۷ (۰/۰۲۱)
پهن داخلی	۵۹/۳۷±۱۶/۹۵	۵۲/۴۶±۲۲/۴۸	۷۱/۴۸±۱۷/۹۱	۶۵/۶۷±۱۸/۳۷	۵۸/۵۸±۱۰/۱۹	۵۱/۹۱±۱۶/۳۰	۷۲/۸۸±۲۴/۱۹	۵۹/۱۷±۱۸/۴۰	۷۴/۹۹±۱۴/۹۷	۰/۰۸۰ (۰/۱۷۶)	۰/۱۴۱ (۰/۱۱۸)	*۰/۰۳۴ (۰/۲۲۱)
راست‌رانی	۵۰/۵۳±۲۱/۵۴	۶۳/۹۸±۱۶/۴۷	۶۶/۰۷±۱۲/۷۵	۵۲/۹۳±۱۹/۰۲	۷۰/۸۶±۲۲/۳۹	۶۴/۰۴±۱۷/۲۹	۶۲/۱۴±۱۲/۸۷	۶۶/۴۴±۱۱/۶۷	۶۳/۶۹±۱۳/۴۱	۰/۰۶۳ (۰/۱۹۲)	۰/۶۶۹ (۰/۰۴۲)	۰/۵۸۷ (۰/۰۳۹)
نعلی	۵۶/۶۸±۹/۷۱	۶۱/۰±۲۸/۶۵	۵۰/۴۲±۲۵/۳۷	۶۲/۳۶±۱۸/۰۰	۶۳/۲۲±۱۷/۳۰	۵۳/۹۷±۲۵/۰۴	۴۹/۰۴±۲۶/۱۳	۴۸/۰۴±۲۳/۵۲	۵۱/۹۱±۱۴/۹۵	۰/۶۰۱ (۰/۰۳۸)	۰/۸۰۲ (۰/۰۲۹)	۰/۲۴۱ (۰/۱۰۰)
نازک‌نئی بلند	۶۰/۵۲±۱۶/۷۳	۵۰/۵۴±۲۱/۱۰	۴۳/۳۴±۱۸/۰۳	۵۹/۰۷±۲۰/۹۵	۷۱/۱۸±۱۹/۱۷	۳۸/۳۲±۲۶/۶۲	۵۵/۱۰±۱۶/۹۵	۵۲/۲۲±۱۷/۹۷	۵۱/۸۴±۱۸/۹۳	*۰/۰۱۰ (۰/۳۰۱)	۰/۰۹۱ (۰/۱۳۶)	۰/۶۲۸ (۰/۰۳۴)
سرینی میانی	۴۷/۲۲±۱۹/۲۵	۶۴/۵۱±۲۴/۰۸	۷۴/۶۷±۲۱/۳۰	۶۲/۱۸±۱۲/۰۲	۶۸/۱۲±۱۸/۷۴	۶۰/۹۳±۳۲/۳۸	۵۷/۱۳±۱۹/۳۳	۶۸/۱۲±۱۸/۷۴	۶۴/۵۶±۱۳/۷۱	۰/۰۵۲ (۰/۲۱۵)	۰/۲۶۴ (۰/۰۹۱)	۰/۷۸۲ (۰/۰۱۸)



نمودار ۲. دامنه فعالیت الکترومایوگرافی در سه گروه دارای پای پرونیت، گروه دارای پای پرونیت با کمردرد و گروه سالم طی فاز هل دادن

مطابق جدول ۴ و نمودار ۳، اثر عامل الگوی دویدن و اثر تعاملی الگوی دویدن و گروه بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی بر سه گروه مورد بررسی در سه الگوی برخورد پاشنه، میانه پا و پنجه پا طی فاز پاسخ بارگیری معنادار نبود (p>۰/۰۵). یافته‌ها نشان داد اثر عامل گروه بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضله نازک‌نئی بلند طی فاز پاسخ بارگیری طی سه الگوی دویدن اختلاف معنی‌داری داشت به طوری که مقدار این مولفه در گروه دارای پای پرونیت نسبت به گروه دارای پای پرونیت با کمردرد بیشتر و گروه پای پرونیت با کمردرد در مقایسه با گروه سالم مقادیر بالاتری در این مولفه را کسب نمود (p=۰/۰۲۵).

نمودار ۳. طیف فرکانس الکترومایوگرافی در سه گروه دارای پای پرونیت، گروه دارای پای پرونیت با کمردرد و گروه سالم طی فاز پاسخ بارگیری



با توجه به اطلاعات جدول ۵ و نمودار ۴، نتایج نشان داد اثر عامل الگوی دویدن و اثر تعاملی الگوی دویدن و گروه بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات بین سه گروه (گروه سالم، گروه مبتلا به کمردرد با پای پرونیت، گروه سالم با پای پرونیت) طی فاز هل دادن دویدن اختلاف معنی‌داری نداشت (p>۰/۰۵). همچنین اثر عامل گروه بر تمامی عضلات به جز عضله نازک‌نئی بلند (p=۰/۰۲۵) اختلاف معناداری را نشان نداد (p>۰/۰۵).

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-08]

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-08]

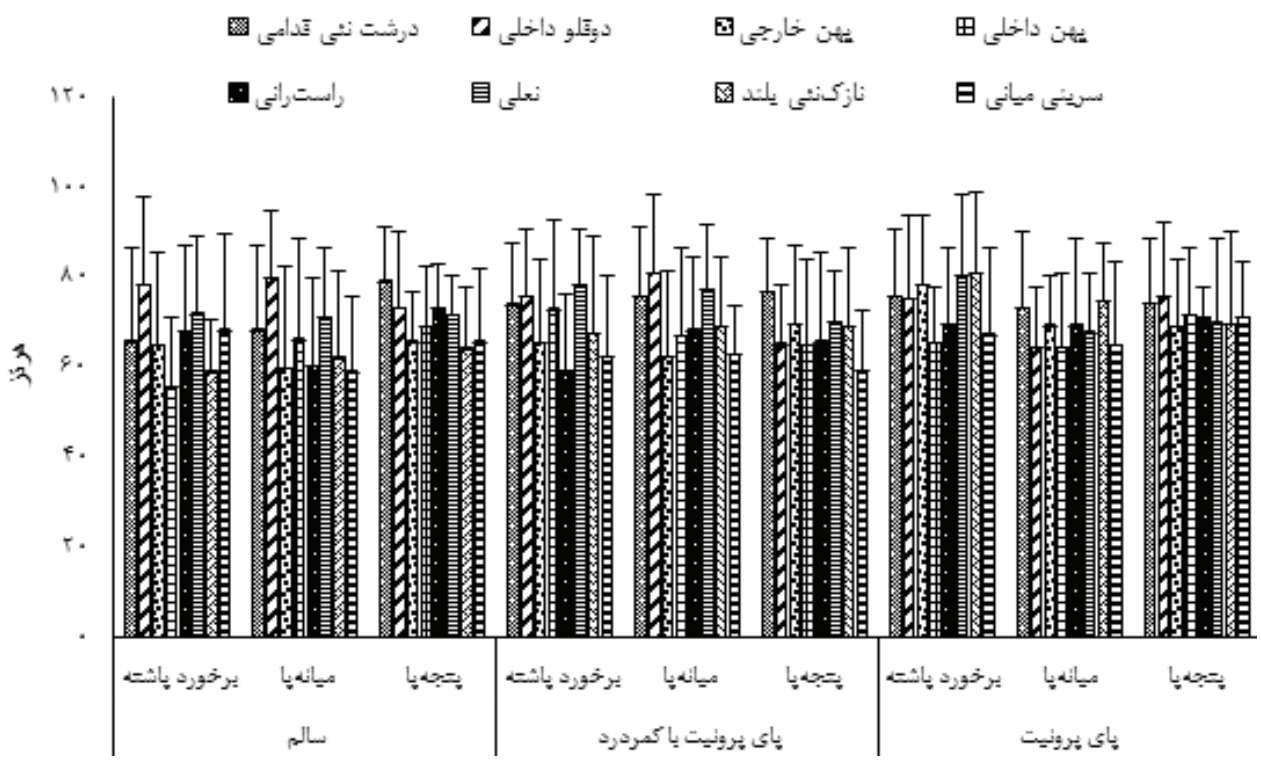
جدول ۴. طیف فرکانس الکترومایوگرافی در سه گروه دارای پای پرونیت، گروه دارای پای پرونیت با کمردرد و گروه سالم

عضلات منتخب	پای پرونیت			پای پرونیت با کمردرد			سالم			اثر عامل الگوی دویدن	اثر تعاملی الگوی دویدن* گروه	اثر عامل گروه
	الگوی دویدن			الگوی دویدن			الگوی دویدن					
	برخورد پاشنه	میانه‌پا	پنجه‌پا	برخورد پاشنه	میانه‌پا	پنجه‌پا	برخورد پاشنه	میانه‌پا	پنجه‌پا			
درشت‌نئی قدامی	۷۰/۷۴±۱۵/۱۷	۷۳/۰۰±۱۰/۰۶	۷۵/۲۰±۱۳/۱۰	۷۶/۱۸±۱۵/۹۵	۷۳/۰۶±۱۶/۶۴	۸۰/۱۴±۱۳/۹۷	۶۷/۸۳±۱۵/۷۹	۷۳/۰۶±۱۶/۶۴	۷۴/۷۲±۱۵/۸۹	۰/۴۹۷ (۰/۰۵۲)	۰/۹۵۸ (۰/۰۱۲)	۰/۲۹۳ (۰/۰۸۷)
دوقلو داخلی	۸۰/۹۰±۱۲/۹۵	۷۴/۴۵±۱۷/۹۶	۷۰/۳۷±۱۶/۱۲	۸۳/۷۶±۱۲/۷۴	۸۲/۹۶±۱۵/۸۵	۷۹/۷۶±۱۵/۶۹	۷۲/۷۸±۹/۷۸	۸۰/۲۷±۱۲/۴۶	۸۴/۹۷±۹/۸۹	۰/۹۶۲ (۰/۰۰۳)	۰/۰۵۱ (۰/۱۵۸)	۰/۳۲۶ (۰/۰۸۰)
پهن خارجی	۶۶/۷۳±۱۲/۲۵	۶۷/۰۶±۱۴/۰۲	۶۷/۴۵±۱۲/۱۴	۶۳/۱۵±۸/۲۳	۶۶/۳۸±۱۷/۲۱	۶۳/۹۹±۸/۲۲	۶۳/۱۰±۱۰/۶۳	۶۱/۷۲±۱۶/۸۵	۶۳/۰۹±۱۵/۲۴	۰/۹۶۵ (۰/۰۰۳)	۰/۹۷۳ (۰/۰۰۹)	۰/۶۲۸ (۰/۰۳۴)
پهن داخلی	۷۰/۷۷±۱۱/۵۸	۷۰/۷۳±۱۹/۷۷	۶۳/۶۰±۱۷/۱۵	۶۳/۵۳±۱۷/۷۸	۶۸/۰۳±۱۸/۱۰	۶۵/۶۵±۱۲/۱۸	۶۶/۰۸±۱۲/۹۷	۶۲/۹۶±۱۷/۶۰	۶۰/۸۷±۱۶/۲۹	۰/۲۳۰ (۰/۱۰۷)	۰/۴۳۹ (۰/۰۶۶)	۰/۷۲۵ (۰/۰۲۴)
راست رانی	۶۸/۲۳±۱۶/۸۹	۶۴/۰۶±۲۰/۳۲	۶۸/۲۸±۱۴/۱۴	۶۳/۷۹±۱۴/۹۸	۶۹/۴۸±۱۳/۰۶	۶۶/۰۸±۱۱/۱۵	۷۳/۱۷±۱۱/۸۹	۶۶/۱۵±۱۴/۱۴	۷۳/۷۰±۱۲/۶۶	۰/۵۸۶ (۰/۰۴۰)	۰/۴۶۴ (۰/۰۶۳)	۰/۶۳۵ (۰/۰۳۳)
نعلی	۷۸/۶۵±۱۲/۶۴	۸۰/۹۹±۱۴/۰۱	۷۹/۰۲±۱۴/۶۶	۷۳/۴۷±۱۱/۸۳	۷۵/۶۵±۸/۸۴	۸۱/۰۰±۸/۸۹	۷۱/۱۷±۱۳/۰۸	۸۰/۰۲±۱۱/۵۳	۸۲/۷۹±۸/۰۴	۰/۰۷۹ (۰/۱۷۸)	۰/۵۱۶ (۰/۰۵۷)	۰/۶۱۷ (۰/۰۳۵)
نازک نئی بلند	۷۳/۱۷±۱۳/۲۳	۷۷/۳۳±۱۴/۵۳	۷۸/۳۷±۱۵/۴۲	۶۵/۸۸±۱۴/۵۹	۷۱/۸۷±۱۳/۱۴	۷۴/۶۲±۱۲/۶۰	۶۳/۳۲±۱۰/۳۹	۶۷/۲۴±۹/۵۱	۶۴/۳۹±۱۴/۲۵	۰/۲۷۹ (۰/۰۹۴)	۰/۸۵۵ (۰/۰۲۴)	*۰/۰۲۵ (۰/۲۳۹)
سرینی میانی	۶۲/۴۵±۱۶/۲۵	۶۵/۳۷±۱۸/۹۳	۶۵/۴۳±۱۵/۵۹	۵۶/۰۹±۱۰/۰۳	۵۳/۵۳±۱۲/۹۲	۵۴/۸۸±۹/۴۲	۵۶/۶۱±۱۳/۲۷	۵۳/۵۸±۲۱/۴۶	۵۲/۸۰±۱۵/۹۹	۰/۹۳۳ (۰/۰۰۵)	۰/۷۳۰ (۰/۰۳۶)	۰/۱۷۲ (۰/۱۲۲)

جدول ۵. طیف فرکانس الکترومایوگرافی در سه گروه دارای پای پرونیت، گروه دارای پای پرونیت با کمردرد و گروه سالم

عضلات منتخب	پای پرونیت			پای پرونیت با کمردرد			سالم			اثر عامل الگوی دویدن	اثر تعاملی الگوی دویدن* گروه	اثر عامل گروه
	الگوی دویدن			الگوی دویدن			الگوی دویدن					
	برخورد پاشنه	میانه‌پا	پنجه‌پا	برخورد پاشنه	میانه‌پا	پنجه‌پا	برخورد پاشنه	میانه‌پا	پنجه‌پا			
درشت‌نئی قدامی	۷۴/۱۲±۱۴/۲۰	۷۲/۹۴±۱۷/۰۸	۷۵/۴۶±۱۵/۲۵	۷۶/۵۴±۱۲/۱۱	۷۵/۴۳±۱۵/۴۷	۷۳/۶۷±۱۳/۶۲	۷۸/۸۶±۱۲/۰۱	۶۸/۰۷±۱۸/۷۳	۶۵/۴۱±۲۰/۸۴	۰/۲۹۲ (۰/۰۹۰)	۰/۵۱۰ (۰/۰۵۸)	۰/۵۱۹ (۰/۰۴۷)
دوقلو داخلی	۷۵/۵۷±۱۶/۶۶	۶۴/۰۵±۱۳/۳۸	۷۵/۱۱±۱۸/۶۵	۶۴/۹۸±۱۳/۳۲	۸۰/۸۳±۱۷/۶۳	۷۵/۶۶±۱۴/۷۶	۷۲/۸۹±۱۷/۱۵	۷۹/۷۱±۱۴/۹۳	۷۸/۰۵±۱۹/۸۰	۰/۵۱۳ (۰/۰۵۰)	۰/۰۸۷ (۰/۱۳۷)	۰/۵۱۰ (۰/۰۴۹)
پهن خارجی	۶۸/۷۸±۱۵/۱۰	۶۹/۰۴±۱۱/۰۸	۷۷/۹۲±۱۵/۷۸	۶۹/۲۲±۱۷/۵۷	۶۲/۲۳±۱۸/۷۷	۶۵/۳۹±۱۸/۵۹	۶۵/۴۷±۱۰/۹۸	۵۹/۵۹±۲۲/۶۴	۶۴/۸۵±۲۰/۶۳	۰/۳۵۵ (۰/۰۷۶)	۰/۸۲۰ (۰/۰۲۸)	۰/۲۰۷ (۰/۱۱۰)
پهن داخلی	۷۱/۵۴±۱۴/۸۸	۶۴/۲۰±۱۶/۵۳	۶۵/۰۶±۱۲/۵۵	۶۴/۷۰±۱۹/۳۵	۶۶/۶۷±۱۹/۸۵	۷۲/۶۶±۱۹/۷۵	۶۸/۶۷±۱۳/۵۸	۶۵/۹۵±۲۲/۲۵	۵۵/۴۷±۱۵/۳۲	۰/۵۲۰ (۰/۰۴۹)	۰/۱۲۷ (۰/۱۲۲)	۰/۶۸۶ (۰/۰۲۷)
راست‌رانی	۷۰/۷۷±۷/۰۳	۶۹/۰۸±۱۹/۲۶	۶۹/۳۴±۱۷/۲۴	۶۵/۴۲±۱۹/۸۴	۶۸/۰۰±۱۶/۰۸	۵۹/۱۷±۱۶/۶۹	۷۲/۹۹±۱۰/۰۰	۵۹/۹۷±۱۹/۹۵	۶۷/۹۷±۱۹/۰۱	۰/۵۳۶ (۰/۰۴۷)	۰/۵۰۲ (۰/۰۵۹)	۰/۵۰۵ (۰/۰۴۹)
نعلی	۶۹/۶۱±۱۸/۹۶	۶۷/۴۷±۱۳/۴۷	۸۰/۰۷±۱۸/۱۸	۶۹/۸۹±۱۱/۵۷	۷۶/۹۷±۱۴/۶۵	۷۷/۹۲±۱۲/۵۸	۷۱/۲۹± ۸/۷۳	۷۱/۸۱±۱۵/۷۸	۷۱/۶۱±۱۷/۳۰	۰/۳۹۶ (۰/۰۶۹)	۰/۶۲۹ (۰/۰۴۶)	۰/۴۹۴ (۰/۰۵۱)
نازک‌نئی بلند	۶۹/۲۵±۲۰/۶۹	۷۴/۳۲±۱۳/۲۳	۸۰/۸۳±۱۷/۸۳	۶۸/۹۴±۱۷/۴۵	۶۸/۹۱±۱۵/۲۵	۶۷/۱۳±۲۱/۵۸	۶۳/۹۳±۱۳/۸۸	۶۱/۹۰±۱۹/۳۱	۵۸/۸۰±۱۱/۴۴	۰/۸۹۳ (۰/۰۰۹)	۰/۲۷۲ (۰/۰۸۹)	۰/۰۷۰ (۰/۱۷۹)
سرینی میانی	۷۰/۷۵±۱۲/۷۸	۶۴/۸۳±۱۸/۶۹	۶۷/۰۳±۱۹/۱۴	۵۹/۱۰±۱۳/۱۹	۶۲/۶۱±۱۰/۹۲	۶۲/۰۶±۱۸/۲۸	۶۵/۴۸±۱۶/۱۵	۵۸/۷۷±۱۶/۷۲	۶۸/۰۵±۲۱/۲۲	۰/۵۸۵ (۰/۰۴۰)	۰/۶۶۸ (۰/۰۴۲)	۰/۳۸۶ (۰/۰۶۸)

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-08]



نمودار ۴. طیف فرکانس الکترومایوگرافی در سه گروه دارای پای پرونیت، گروه دارای پای پرونیت با کمردرد و گروه سالم طی فاز هل دادن

بحث

نتایج نشان داد دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات درشت‌نئی قدامی و نازک‌نئی بلند در بین سه گروه (گروه سالم، گروه مبتلا به کمردرد با پای پرونیت، گروه سالم با پای پرونیت) طی دویدن در فاز پاسخ‌بارگیری اختلاف معنی‌داری داشت. دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله پهن داخلی در سه گروه مذکور طی دویدن در فاز هل دادن اختلاف معنی‌داری را نشان داد. همچنین طیف فرکانس الکترومایوگرافی تفاوت معنی‌دار در عضلات سه گروه مورد بررسی پژوهش طی دویدن در مرحله پاسخ بارگیری و هل دادن نداشت.

هنگام دویدن، افزایش فعالیت عضلات راست‌کننده ستون فقرات[۳۳] و عضلات ساق پا[۳۴] در بیماران دارای کمردرد گزارش شده است. پژوهشگران ارتباط بین انتقال نیرو بر اثر ضربه به ستون فقرات طی دویدن و ارتفاع قوس طولی داخلی[۳۵]، چرخش لگن و پرونیشن مفصل زیرقاپی[۳۶] را بیان نموده‌اند. تغییر ساختار پا می‌تواند بر روی اندام تحتانی و هم‌ترازی لگن[۳۷]، فعالیت عضلات راست‌کننده ستون فقرات و سرینی[۳۸] تاثیر داشته باشد. نتایج پژوهش حاضر با نتایج پژوهش‌های فوق همخوانی دارد بگونه‌ای که فعالیت عضلات درشت‌نئی قدامی و نازک‌نئی بلند افراد با پرونیشن پا در مقایسه با افراد سالم به هنگام دویدن بیشتر است.

در میان اختلالات پا، پرونیشن بیش از حد پا به دلیل شیوع بالای آن توجه زیادی را به خود جلب کرده است[۳۹]. درمان اختلالات وضعیتی پا شامل درمان بیماری کمردرد نیز می‌شود[۴۰]. مطابق پژوهش فرهپور و همکاران این امر زمانی مؤثر واقع می‌شود که پرونیشن پا پیشرفت کند که در این صورت موجب افزایش نیروی عکس‌العمل زمین در افراد دارای بیماری کمردرد و چرخش محوری

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-08]

استخوان درشت‌نئی و ران می‌شود که می‌تواند باعث تغییر عملکرد عضلات طی راه رفتن گردد[۴۱]. پژوهش حاضر نیز نشان داد دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات درشت‌نئی قدامی و نازک‌نئی بلند طی دویدن در فاز پاسخ بارگیری و عضله پهن داخلی در فاز هل دادن اختلاف معنی‌داری دارد. بنابراین نتایج پژوهش حاضر به نوعی تایید کننده نتایج پژوهش فرهپور و همکاران بوده و نشان می‌دهد فعالیت عضلات اندام تحتانی بین افراد سالم و افراد با پرونیشن پا به هنگام راه رفتن و دویدن متفاوت خواهد بود.

در بسیاری از تحقیقاتی که بر روی افراد دارای کمردرد و فعالیت عضلات آن‌ها انجام شده است، ناهنجاری‌های ساختار پا مورد توجه قرار نگرفته است. تنها فرهپور و همکاران نشان داده‌اند که عضلات دوقلو، سرینی‌میانی، راست‌کننده ستون فقرات و مایل داخلی شکم فعالیت بالایی را در افراد دارای کمردرد با پای پرونیت طی راه رفتن دارا می‌باشند[۴۲]. نتایج تحقیق حاضر نیز نشان داد فعالیت عضله دوقلو در الگوهای مختلف دویدن اختلاف معنی‌داری دارد. اما اینکه بین فعالیت عضله دوقلو و سرینی میانی در افراد با پای پرونیت و سالم اختلاف معنی داری مشاهده نشد، دلایل متفاوتی می‌تواند داشته باشد که بیشتر باید بررسی گردد. از طرفی این نتایج همسویی کامل با نتایج پژوهشی بامورلی و همکاران (۲۰۰۹) دارد. به طوری که طی پژوهش انجام شده توسط آن‌ها تفاوت معنی‌داری در فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوقلو بین افراد سالم و افراد دارای کمردرد همراه با کف پای صاف گزارش کردند[۴۳].

بیماران دارای عارضه کمردرد هنگام راه رفتن و دویدن چرخش داخلی استخوان ساق پا و ران و تیلت قدامی لگن دارند[۴۴]. منز و همکاران (۲۰۱۳) گزارش کردند که افراد مبتلا به کمردرد با پرونیشن عملکردی پا راه می‌روند[۴۴]. داشتن تیلت قدامی لگن در افراد مبتلا به پای پرونیت می‌تواند نتیجه افزایش فعالیت عضله پهن داخلی باشد که با نتایج پژوهش حاضر همخوانی دارد.

فرهپور و همکاران (۲۰۱۸) طی مطالعه‌ای عنوان کردند که اینورژن مچ پا در افراد دارای پرونیشن پا و افراد دارای کمردرد با پای پرونیت حدود ۳ برابر نسبت به گروه کنترل کمتر بود. همچنین نشان دادند که اورژن مچ پا در افراد دارای کمردرد با پای پرونیت ۳/۳ برابر بیشتر بود. در افراد دارای مبتلا به کمردرد با پای پرونیت، طبق مدل درد-تطابق، درد فعالیت برخی عضلات را افزایش و فعالیت برخی عضلات را کاهش می‌دهد[۴۲]. این تغییر در الگوی فعالیت عضلات در افراد مبتلا به کمردرد با پای پرونیت می‌توان ناشی از درد و نوع الگوی دویدن در تحقیق حاضر دانست. زیرا اورژن بیش از حد مفصل مچ پا در افراد با پرونیشن پا موجب کشیدگی اینورتورهای مفصل مچ پا شده و نوعی الگوی درد در آنها ایجاد کرده و باعث افزایش فعالیت آنها می‌گردد. همچنین بالا بودن فعالیت عضلات درشت‌نئی قدامی و نازک‌نئی بلند افراد با پای پرونیت در مقایسه با افراد سالم، نوعی محدویت مکانیکی در مفصل مچ پا ایجاد می‌کند تا ثبات مکانیکی لازم در مفصل مچ پا را فراهم کرده و مانع اورژن بیش از حد مفصل مچ پا به هنگام راه رفتن و دویدن شوند.

در پژوهش حاضر سن، بیماری‌های موثر بر متغیرهای پژوهش، عدم جراحی در اندام تحتانی طی ۶ ماه گذشته از محدودیت‌های قابل کنترل پژوهش حاضر بودند. تغذیه، فعالیت‌های روزانه، انگیزش آزمودنی‌ها، عدم کنترل فشارهای روحی محیطی و تنش بوجود آمده در آزمودنی‌ها به خاطر قرار گرفتن در محیط آزمایشگاه و شرایط آزمون از محدودیت‌های غیرقابل کنترل بود. پیشنهاد می‌گردد مطالعه بر روی جامعه‌ی آماری بزرگتر و همچنین مقایسه دو جنس زن و مرد و بر روی سنین مختلف انجام گیرد.

نتیجه‌گیری

نتایج نشان داد تقریبا دامنه فعالیت الکترومایوگرافی بین افراد مبتلا به کمردرد دارای پای پرونیت و سالم و پای

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-08]

پرونیت تفاوت دارد. این تفاوت در عضلات چهارسررانی و ساق پا نقش بیشتری ایفا می‌کند. همچنین دامنه فعالیت الکترومایوگرافی در سه الگوی دویدن در گروه‌های کمردرد دارای پای پرونیت و سالم پای پرونیت نیز در برخی عضلات تفاوت معنی‌داری داشت. علت این تفاوت‌ها می‌تواند مکانیزم درد در افراد دارای کمردرد همراه با پای پرونیت باشد که می‌تواند سبب تغییر الگوی فعالیت عضلات در اندام تحتانی هنگام دویدن طی شرایط مختلف گردد. به نظر می‌رسد با ارائه برنامه‌های تمرینی مناسب برای افراد دارای کمردرد بتوان از آسیب‌های احتمالی کم کرد.

تشکر و قدردانی

از تمامی عزیزانی که ما را در اجرای این پژوهش یاری نمودند، تقدیر و تشکر می‌شود.

منابع مالی

این مقاله از پایان‌نامه کارشناسی ارشد آقای ..... دانشجوی بیومکانیک ورزشی دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی دانشگاه محقق اردبیلی گرفته شده است و با حمایت مالی این منوسسه بوده است.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-08]

References

1. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'andrea S, Davis IS, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. Nature. 2010;463(7280):531-5.
2. Hamill J, Knutzen KM. Biomechanical basis of human movement: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
3. Magalhães FA, Souza TR, Araújo VL, Oliveira LM, de Paula Silveira L, de Melo Ocarino J, et al. Comparison of the rigidity and forefoot–Rearfoot kinematics from three forefoot tracking marker clusters during walking and weight-bearing foot pronation-supination. Journal of biomechanics. 2020;98:109381.
4. Nigg B, Behling A-V, Hamill J. Foot pronation. Footwear Science. 2019;11(3):131-4.
5. Jafarnezhadgero A, Alavi-Mehr SM, Granacher U. Effects of anti-pronation shoes on lower limb kinematics and kinetics in female runners with pronated feet: The role of physical fatigue. PloS one. 2019;14(5).
6. Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. Journal of athletic training. 2005;40(1):41.
7. 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.
8. Liddle SD, Baxter GD, Gracey JHJP. Exercise and chronic low back pain: what works? 2004;107(1-2):176-90.
9. Freburger JK, Holmes GM, Agans RP, Jackman AM, Darter JD, Wallace AS, et al. The rising prevalence of chronic low back pain. 2009;169(3):251-8.
10. Daneshjoo A, Dadgar H. The prevalence of low back pain and its relationship with physical activity, age and BMI in Fars Payam-e Noor University staff. 2011. [Persian]
11. Ghasemi G, Rahimi N, Eshaghian M, Aghayari A. The prevalence of low back pain and its correlation with some occupational factors and demographic characteristics of the nurses working in the hospitals affiliated with social security organization in Isfahan, 2011. 2014. [Persian]
12. Wilson E, Payton O, Donegan-Shoaf L, Dec K. Muscle energy technique in patients with acute low back pain: a pilot clinical trial. Journal of Orthopaedic & sports Physical therapy. 2003;33(9):502-12.
13. Deyo RA. Diagnostic evaluation of LBP: reaching a specific diagnosis is often impossible. Archives of internal medicine. 2002;162(13):1444-7.
14. Chien JJ, Bajwa ZHJCp, reports h. What is mechanical back pain and how best to treat it? 2008;12(6):406-11.
15. Khamis S, Yizhar ZJG, posture. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. 2007;25(1):127-34.
16. Kendall JC, Bird AR, Azari MFJTf. Foot posture, leg length discrepancy and low back pain–Their relationship and clinical management using foot orthoses–An overview. 2014;24(2):75-80.
17. Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz SJJoat. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. 2005;40(1):41.
18. Brantingham JW, Adams KJ, Cooley JR, Globe D, Globe GJJom, therapeutics p. A single-blind pilot study to determine risk and association between navicular drop, calcaneal eversion, and low back pain. 2007;30(5):380-5.
19. BABAEI GR, Salehi H. Study of the relationship between low back pain and foot disorders. 2004.
20. Konrad P. The ABC of EMG: A Practical Introduction

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-08]

to Kinesiological Electromyography. 2005.

21. Chowdhury RH, Reaz MB, Ali Mabm, Bakar AA, Chellappan K, Chang TG. Surface electromyography signal processing and classification techniques. Sensors. 2013;13(9):12431-66.
22. Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. Journal of electromyography and kinesiology. 2010;20(6):1023-35.
23. Halaki M, Ginn K. Normalization of EMG signals: to normalize or not to normalize and what to normalize to? Computational intelligence in electromyography analysis-a perspective on current applications and future challenges: InTech; 2012.
24. Kim J-a, Lim O-b, Yi C-h. Difference in static and dynamic stability between flexible flatfeet and neutral feet. Gait & posture. 2015;41(2):546-50.
25. BEINABAJI H, ANBARIAN M, SOKHANGOUEI Y. The effect of flat foot on lower limb muscles activity pattern and plantar pressure characteristics during walking. 2012.
26. Shih Y-F, Chen C-Y, Chen W-Y, Lin H-C. Lower extremity kinematics in children with and without flexible flatfoot: a comparative study. BMC musculoskeletal disorders. 2012;13(1):31.
27. Didia BC, Omu ET, Obuoforibo AA. The use of footprint contact index II for classification of flat feet in a Nigerian population. Foot & ankle. 1987;7(5):285-9.
28. Nejati P, Forugh B, Kuhpayezade J, Moeineddin R, Nejati M. Effects of foot orthoses on knee pain and function of female athletes with patellofemoral pain syndrome. J Adv Med Biomed Res. 2009;17(66):49-60.
29. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography. Roessingh research and development. 1999;8(2):13-54.
30. Albertus-Kajee Y, Tucker R, Derman W, Lamberts RP, Lambert MI. Alternative methods of normalising EMG during running. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2011;21(4):579-86.
31. Latour E, Latour M, Arlet J, Adach Z, Bohatyrewicz A. Gait functional assessment: Spatio-temporal analysis and classification of barefoot plantar pressure in a group of 11–12-year-old children. Gait & posture. 2011;34(3):415-20.
32. Cohen J. A power primer. Psychological bulletin. 1992;112(1):155.
33. Hanada EY, Johnson M, Hubley-Kozey C. A comparison of trunk muscle activation amplitudes during gait in older adults with and without chronic low back pain. PM&R. 2011;3(10):920-8.
34. Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. Manual therapy. 2003;8(1):21-8.
35. Ogon M, Aleksiev AR, Pope MH, Wimmer C, Saltzman CL. Does arch height affect impact loading at the lower back level in running? Foot & ankle international. 1999;20(4):263-6.
36. Betsch M, Schneppendahl J, Dor L, Jungbluth P, Grassmann JP, Windolf J, et al. Influence of foot positions on the spine and pelvis. Arthritis care & research. 2011;63(12):1758-65.
37. Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. Gait & posture. 2007;25(1):127-34.
38. Bird AR, Bendrups AP, Payne CB. The effect of foot wedging on electromyographic activity in the erector spinae and gluteus medius muscles during walking. Gait & posture. 2003;18(2):81-91.
39. Castro-Méndez A, Munuera PV, Albornoz-Cabello M. The short-term effect of custom-made foot orthoses in subjects with excessive foot pronation and lower back pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. Prosthetics and orthotics international. 2013;37(5):384-90.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-08]

40. Papuga MO, Cambron J. Foot orthotics for low back pain: the state of our understanding and recommendations for future research. The Foot. 2016;26:53-7.
41. 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):1705-10.
42. 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.
43. Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. Gait & posture. 2009;29(2):172-87.
44. Menz HB, Dufour AB, Riskowski JL, Hillstrom HJ, Hannan MT. Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. Rheumatology. 2013;52(12):2275-82.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-08]