



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

AmirAli Jafarnezhadgero<sup>1\*</sup>, Ghader Ghane<sup>2</sup>, Arefeh MokhtariMalekAbadi<sup>2</sup>, Aydin Valizadehorang<sup>3</sup>

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

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

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 کمر درد

امیرعلی جعفرنژاد گرو\*<sup>۱</sup>، قادر قانع<sup>۲</sup>، عارفه مختاری ملک آبادی<sup>۳</sup>، آیدین ولی زاده اورنج<sup>۲</sup>

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 پذیرش: ۱۳۹۹/۴/۲۲

تاریخ بازبینی: ۱۳۹۹/۴/۶

تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۳/۱۵

### چکیده

**زمینه و هدف:** هدف پژوهش حاضر مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی طی سه الگوی مختلف دویدن در افراد دارای پای پرونیت با و بدون کمر درد می‌باشد.

**مواد و روش‌ها:** تحقیق حاضر از نوع مقطعی بود. ۴۵ مرد بالغ (۱۵ نفر دارای کف پای پرونیت، ۱۵ نفر با پای پرونیت مبتلا به کمر درد و ۱۵ نفر با پای نرمال) داوطلب شرکت در پژوهش حاضر شدند. فعالیت الکترومایوگرافی ۸ عضله اندام تحتانی (دوقلو، سولئوس، نازکنسی طویل، درشت‌ننی قدامی، پهن خارجی، پهن داخلی، راست رانی، سرینی میانی) طی سه الگوی دویدن ثبت گردید. از آزمون آنالیز واریانس چند متغیره جهت تحلیل آماری استفاده شد.

**یافته‌ها:** دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله درشت‌ننی قدامی در مرحله پاسخ بارگیری طی شرایط دویدن با الگوی پنجه-پاشنه در گروه دارای پای پرونیت ( $P=0/042$ ) و در همچنین در گروه دارای پای پرونیت و کمر درد ( $P=0/039$ ) در مقایسه با گروه سالم کمتر بود. اثر عامل الگوی دویدن بر فعالیت عضلات پهن داخلی و راست رانی در سه گروه طی مرحله پاسخ بارگیری اختلاف معنی‌داری را نشان داد ( $P>0/05$ ).

**نتیجه‌گیری:** پرونیشن پا با تغییرات ساختاری که در مفصل مچ پا و پا ایجاد می‌کند فعالیت عضلات اندام تحتانی را تحت تاثیر قرار می‌دهد. میزان این تغییرات در افراد با پای پرونیت با کمر درد در مقایسه با افراد با پای پرونیت بدون کمر درد بیشتر است.

**واژه‌های کلیدی:** الکترومایوگرافی، دویدن، پای پرونیت، کمر درد

### مقدمه

است که در حال حرکت با سطوح خارجی تماس پیدا می‌کند و برای حفظ تعادل به هنگام دویدن و در حالت ایستاده نقش بسیار مهمی ایفا می‌نماید<sup>(۱)</sup>. پرونیشن پا از شایع‌ترین ناهنجاری‌های پا است که با افت استخوان ناوی و کاهش قوس طولی داخلی

افراد جامعه در زندگی روزمره خود از الگوهای مختلف دویدن جهت انجام فعالیت‌های ورزشی استفاده می‌کنند که رایج‌ترین آن‌ها، الگوی پاشنه-پنجه، میانه پا و پنجه-پاشنه است<sup>(۱)</sup>. پا تنها بخش بدن

**نویسنده مسئول:** امیرعلی جعفرنژاد گرو، استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

پست الکترونیک: amiralijafamezhad@gmail.com

عارضه در گزارشات سازمان جهانی بهداشت ۸۴ درصد بیان شده است<sup>(۱۲)</sup>. 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<sup>(۱۳)</sup>. کمردردهای مکانیکی شایع‌ترین نوع کمردرد به شمار می‌روند که در آن بافت‌هایی همچون لیگامان‌ها، عضلات، تاندون‌ها، دیسک‌های بین مهره‌ای، مفاصل، رشته‌های عصبی آسیب دیده‌اند<sup>(۱۴)</sup>. 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<sup>(۱۵)</sup>. 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<sup>(۱۶)</sup>. بروز اختلال در یک بخش و یا کل زنجیره حرکتی منجر به بروز اشکال در سایر زنجیره‌های حرکتی بدن می‌گردد؛ از این رو 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<sup>(۱۷)</sup>. 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<sup>(۱۸)</sup>. بابایی و همکاران در پژوهشی که به بررسی ارتباط کمردرد و اختلال‌های مچ و کف پا پرداختند، ارتباط معناداری بین افزایش

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<sup>(۱۹)</sup>. پرونیشن پا با بی‌نظمی‌های بیومکانیکی که در مفصل مچ پا ایجاد می‌کند، عملکرد فرد<sup>(۲۰)</sup>، تحرک‌پذیری مفاصل پا و مچ پا<sup>(۲۱)</sup> و فعالیت عضلات اندام تحتانی را به جهت کوتاهی عضلات در سمت تقعر و کشیدگی عضلات در سمت تحدب را تحت تاثیر قرار می‌دهد<sup>(۲۲)</sup>. 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<sup>(۲۳)</sup>.

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<sup>(۲۴)</sup>. 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<sup>(۲۵)</sup>. 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<sup>(۲۶)</sup>. 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<sup>(۲۷)</sup>. به طور کلی شیوع این

### مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی 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<sup>(۲۶)</sup>.

جهت تقسیم‌بندی گروه‌ها برای اطمینان خاطر، از دو روش تشخیص 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. در صورتی 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<sup>(۲۷)</sup>.

**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

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 هر حال 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<sup>(۱۹)</sup>.

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 و اقتصادی بودن آن اشاره کرد<sup>(۲۰)</sup>. 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<sup>(۲۱)</sup>. 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 جمع‌آوری شده از یک عضله، در فعالیتی خاص به عنوان درصدی از مقادیر سیگنال الکترومایوگرافی مرجع بیان می‌شود<sup>(۲۲، ۲۳)</sup>. 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<sup>(۲۴)</sup> و فعالیت الکتریکی عضلات طی حرکت راه رفتن<sup>(۲۵)</sup> 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.

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<sup>(۳۰)</sup>. به منظور ثبت فعالیت الکتریکی عضلات هر آزمودنی مسیر ۱۵ متری را با پای برهنه و با سرعت خود انتخابی<sup>(۳۱)</sup> به صورت سه تریال صحیح الگوی پنجه-پاشنه، سه تریال صحیح الگوی پاشنه-پنجه و سه تریال صحیح الگوی میانه‌پا طی می‌کرد.

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<sup>(۳۸)</sup>. 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<sup>(۳۹)</sup> (جدول ۱). سیگنال‌های

#### جدول ۱. محل قرارگیری الکترودهای سطحی بر روی عضلات منتخب مورد بررسی در پژوهش حاضر

عضله	محل نصب الکترودها 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 خاصه 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 اتصال دهنده خار خاصه‌های قدامی به بخش فوقانی کشکک زانو
پهن داخلی	۸۰٪ انتهای خط واصل خار خاصه‌های قدامی فوقانی و کشکک با زاویه حدود ۵۵ درجه نسبت به محور طولی ران
پهن خارجی	۳۵٪ بالایی بین خط خار خاصه‌های قدامی فوقانی تا جانب خارجی کشکک

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.

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

عضله درشت‌نئی قدامی در فاز پاسخ بارگیری طی شرایط دویدن با الگوی پنجه-پاشنه در گروه دارای پای پرونیت نسبت به گروه سالم ( $p=0/042$ ) و گروه دارای پای پرونیت با کمردرد در مقایسه با سالم ( $p=0/039$ ) 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 ( $p=0/022$ ) (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 ( $p=0/009$ ). دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوقلو داخلی در فاز پاسخ بارگیری در گروه سالم در الگوی دویدن با پاشنه-پنجه در مقایسه با پنجه-پاشنه ( $p<0/001$ ) و میانه اتکا ( $p<0/001$ ) بیشتر بود (جدول ۲).

**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 پلانتر 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 شاپیروویلیک 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<sup>(۳۲)</sup>:

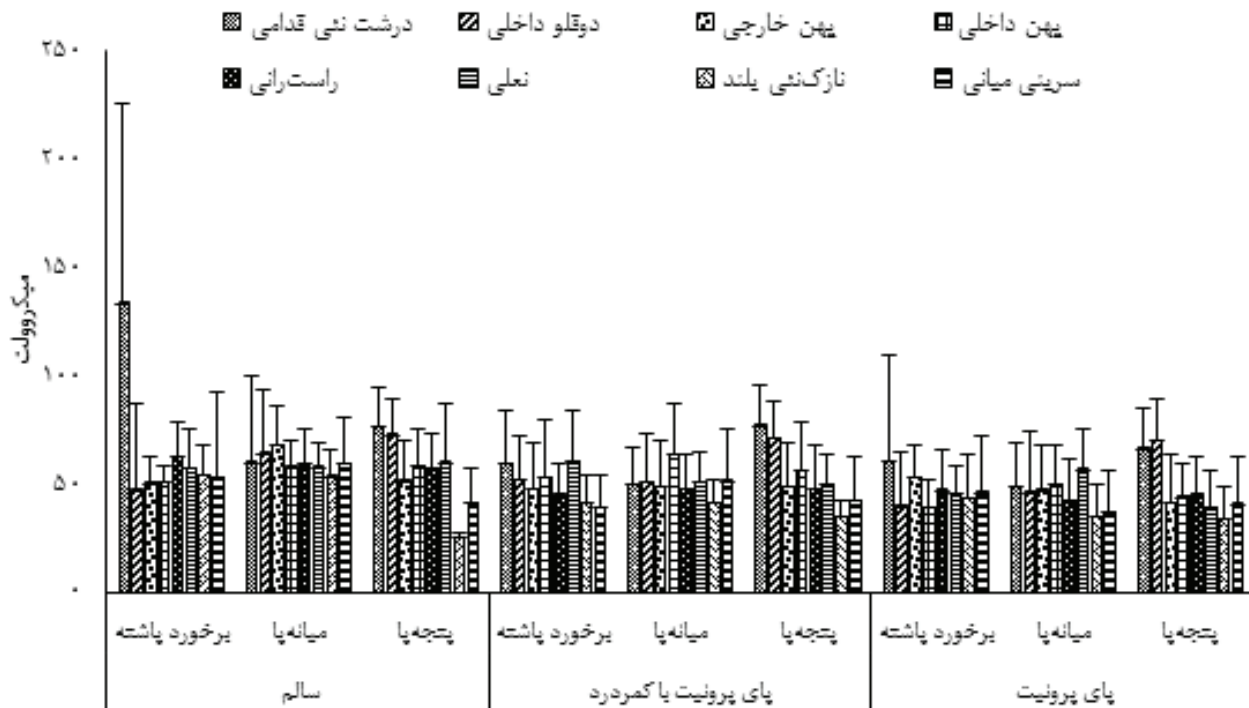
$$(d) = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

#### 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 ( $p=0/027$ ) و در مقایسه با الگوی میانه اتکا ( $p=0/001$ ) بیشتر بود. همچنین دامنه فعالیت الکترومایوگرافی

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

اثر عامل	اثر تعاملی	سالم			پای پرونیت با کمردرد			پای پرونیت			عضلات منتخب
		دویدن	الگوی دویدن	پای پرونیت	پنجپا	میانپا	پنجپا	پنجپا	میانپا	پنجپا	
* / ۰.۴۵ (۰.۲۰۵)	* / ۰.۲۳ (۰.۱۸۶)	۱۳۳ / ۰.۳ ± ۹۲ / ۱۴	۵۹ / ۴۴ ± ۴۰ / ۱۹	۷۶ / ۱۵ ± ۱۷ / ۶۸	۵۹ / ۳۰ ± ۲۳ / ۸۷	۴۹ / ۷۲ ± ۱۷ / ۳۰	۷۶ / ۶۷ ± ۱۸ / ۳۶	۶۰ / ۲۸ ± ۴۹ / ۳۱	۴۸ / ۲۸ ± ۲۰ / ۷۵	۶۵ / ۸۹ ± ۱۹ / ۱۶	درشت‌ننی قدامی
۰ / ۴۳۱ (۰ / ۰۶۰)	* / ۰.۰۷ (۰ / ۰.۳۹)	۴۶ / ۶۹ ± ۳۹ / ۷۰	۶۳ / ۸۳ ± ۲۹ / ۴۹	۷۲ / ۱۷ ± ۱۶ / ۶۶	۵۱ / ۶۲ ± ۲۰ / ۵۸	۵۰ / ۳۳ ± ۲۲ / ۴۳	۷۰ / ۸۱ ± ۱۷ / ۵۹	۳۹ / ۱۵ ± ۲۴ / ۹۴	۴۵ / ۸۰ ± ۲۸ / ۴۰	۶۹ / ۴۱ ± ۱۹ / ۴۰	دوقلو داخلی
۰ / ۲۱۴ (۰ / ۱۰۰۸)	۰ / ۳۳۱ (۰ / ۰.۹۷)	۴۹ / ۸۳ ± ۱۳ / ۸۱	۶۷ / ۱۶ ± ۱۸ / ۶۷	۵۱ / ۰ ± ۱۹ / ۱۷	۴۷ / ۰ ± ۲۱ / ۸۶	۴۸ / ۰ ± ۲۱ / ۹۹	۴۸ / ۶۸ ± ۱۹ / ۹۲	۵۲ / ۵۲ ± ۱۴ / ۹۳	۴۶ / ۶۷ ± ۲۱ / ۰۸	۴۰ / ۵۰ ± ۲۳ / ۲۴	پهن خارجی
۰ / ۰۶۹ (۰ / ۱۷۹)	* / ۰.۶۵ (۰ / ۰.۱۱)	۵۰ / ۴۰ ± ۷ / ۵۹	۵۷ / ۴۷ ± ۱۲ / ۵۲	۵۸ / ۱۶ ± ۱۶ / ۸۸	۵۲ / ۶۷ ± ۲۶ / ۱۶	۶۲ / ۸۷ ± ۲۴ / ۰.۲	۵۵ / ۷۷ ± ۲۲ / ۸۳	۳۸ / ۴۴ ± ۱۳ / ۷۳	۴۹ / ۰ ± ۱۸ / ۳۵	۴۳ / ۴۸ ± ۱۵ / ۷۷	پهن داخلی
* / ۰.۱۵ (۰ / ۰.۲۶۸)	۰ / ۸۸۷ (۰ / ۰.۲۱)	۶۱ / ۹۶ ± ۱۶ / ۳۴	۵۹ / ۷۴ ± ۱۵ / ۴۲	۵۶ / ۹۲ ± ۱۶ / ۳۲	۴۴ / ۵۰ ± ۱۵ / ۱۰	۴۷ / ۳۳ ± ۲۵ / ۸۷	۴۷ / ۶۲ ± ۱۹ / ۷۲	۴۶ / ۶۶ ± ۱۸ / ۶۹	۴۲ / ۲۰ ± ۱۹ / ۳۳	۴۴ / ۵۵ ± ۱۸ / ۲۳	راست‌زانی
۰ / ۱۹۰ (۰ / ۱۱۶)	۰ / ۱۴۹ (۰ / ۱۱۶)	۵۶ / ۴۸ ± ۱۸ / ۶۸	۵۷ / ۲۵ ± ۱۱ / ۶۷	۵۹ / ۴۸ ± ۲۶ / ۹۶	۵۹ / ۸۷ ± ۳۳ / ۳۵	۵۰ / ۴۹ ± ۱۴ / ۴۳	۴۹ / ۵۳ ± ۱۳ / ۹۵	۴۴ / ۸۶ ± ۱۷ / ۰.۷	۵۶ / ۸۸ ± ۱۸ / ۷۷	۳۸ / ۹۸ ± ۱۶ / ۷۷	تغلی
۰ / ۳۱۵ (۰ / ۱۰۰۸)	* / ۰.۰۲ (۰ / ۰.۴۶)	۵۳ / ۲۶ ± ۱۳ / ۸۶	۵۳ / ۰ ± ۱۲ / ۰.۵	۲۵ / ۰ ± ۲ / ۴۵	۴۰ / ۷۴ ± ۱۳ / ۰.۲	۴۱ / ۱۹ ± ۱۰ / ۳۶	۳۴ / ۸۰ ± ۷ / ۲۹	۴۲ / ۹۳ ± ۲۰ / ۵۱	۳۴ / ۴۷ ± ۱۵ / ۳۲	۳۳ / ۴۰ ± ۱۵ / ۰.۸	نازک‌ننی بلند
۰ / ۳۸۰ (۰ / ۰.۶۹)	۰ / ۰.۷۰ (۰ / ۱۶۶)	۵۲ / ۸۱ ± ۳۹ / ۰.۸	۵۸ / ۹۵ ± ۲۱ / ۷۸	۴۰ / ۷۲ ± ۱۶ / ۳۵	۳۹ / ۰ ± ۱۵ / ۱۲	۵۰ / ۹۸ ± ۳۴ / ۴۰	۴۲ / ۲۶ ± ۲۰ / ۲۵	۴۵ / ۶۶ ± ۲۶ / ۴۹	۳۶ / ۳۲ ± ۱۹ / ۳۹	۴۰ / ۳۱ ± ۳۱ / ۵۸	سری‌نی میانی



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

الگوی دوییدن پنجه-پاشنه بین دو گروه دارای پای پرونیت و دارای پای پرونیت با کمردرد اختلاف معنی‌داری داشت ( $p=0/039$ ). دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله پهن داخلی طی فاز هل دادن با الگوی دوییدن پنجه-پاشنه در گروه دارای پای پرونیت با کمردرد نسبت به با گروه سالم بیشتر بود ( $p=0/012$ ) (جدول ۳).

اثر عامل دوییدن 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 دوییدن اختلاف معنی‌داری داشت. دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله نازکنئی بلند طی فاز هل دادن در گروه دارای پای پرونیت با کمردرد در الگوی دوییدن میانه‌پا نسبت به الگوی پنجه-پاشنه ( $p=0/002$ ) بیشتر بود (جدول ۳).

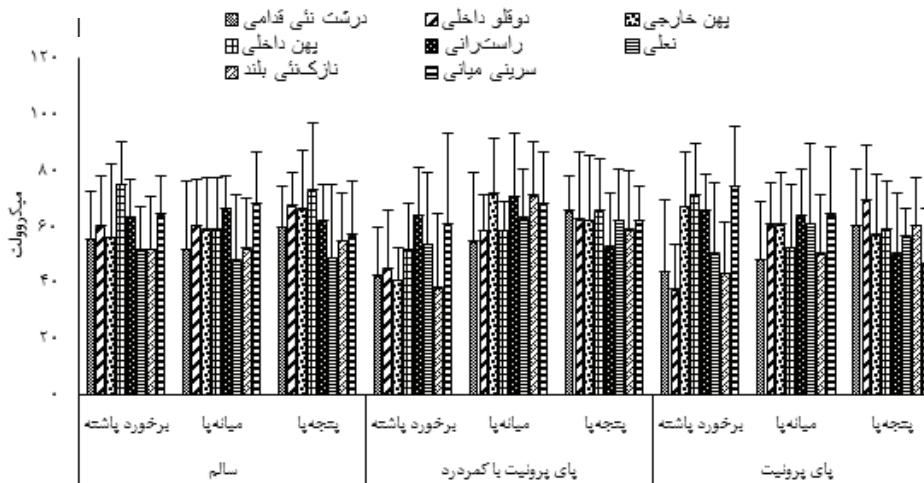
با توجه به جدول ۳ و نمودار ۲، نتایج نشان داد اثر عامل دوییدن بر دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوقلو داخلی طی فاز هل دادن در سه گروه دارای پای پرونیت، گروه دارای پای پرونیت با کمردرد و گروه سالم طی سه الگوی دوییدن اختلاف معنی‌داری داشت. دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوقلو داخلی طی فاز هل دادن در گروه پرونیت با الگوی دوییدن میانه‌پا نسبت به الگوی پنجه-پاشنه ( $p=0/008$ ) 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 دوییدن اختلاف معنی‌داری داشت. مقایسه جفتی نشان داد دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله پهن داخلی طی فاز هل دادن در



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

اثر عامل گروه	اثر تعاملی الگوی دوبین* گروه	سالم			پای پرونیت با کمردرد			پای پرونیت			عضلات منتخب
		پنجه‌پا	میان‌پا	برخورد پاشنه	پنجه‌پا	میان‌پا	برخورد پاشنه	پنجه‌پا	میان‌پا	برخورد پاشنه	
۰/۰۰۵ (۰/۰۲۶)	۰/۰۵۶ (۰/۰۵۴)	۵۵/۵۳±۱۷/۰۰	۵۱/۹۷±۲۴/۲۹	۵۹/۹۱±۱۴/۵۳	۴۲/۵۳±۱۷/۲۳	۵۴/۷۸±۲۴/۲۲	۶۵/۷۸±۱۲/۳۱	۴۳/۹۶±۲۵/۳۷	۴۸/۲۸±۲۰/۷۵	۶۰/۳۹±۱۹/۸۰	درشت‌نشی قدیمی
۰/۰۰۶ (۰/۰۳۱)	۰/۰۴۹ (۰/۰۷۱)	۶۰/۲۹±۱۷/۷۳	۶۰/۵۶±۱۶/۳۰	۶۷/۵۹±۱۱/۵۶	۴۵/۱۳±۲۰/۸۶	۵۸/۸۶±۱۲/۴۳	۶۲/۶۱±۲۳/۷۷	۳۷/۷۸±۱۶/۱۱	۶۰/۹۳±۱۴/۷۱	۶۹/۴۱±۱۹/۴۰	دوقلو داخلی
۰/۰۰۷ (۰/۰۲۱)	۰/۰۹۵ (۰/۰۳۴)	۵۴/۳۷±۲۶/۳۰	۵۸/۹۶±۱۸/۷۱	۶۶/۲۱±۲۱/۰۴	۴۱/۰۷±۱۱/۷۰	۷۱/۸۱±۱۹/۶۴	۶۲/۳۱±۲۳/۰۴	۶۷/۱۶±۱۹/۴۲	۶۰/۸۳±۱۸/۴۱	۵۷/۲۸±۲۱/۳۴	پهن خارجی
*۰/۰۳۴ (۰/۰۳۱)	۰/۰۴۱ (۰/۰۱۸)	۷۴/۹۹±۱۴/۹۷	۵۹/۱۷±۱۸/۴۰	۷۲/۸۸±۲۴/۱۹	۵۱/۹۱±۱۶/۳۰	۵۸/۵۸±۱۰/۱۹	۶۵/۶۷±۱۸/۳۷	۷۱/۴۸±۱۷/۹۱	۵۲/۴۶±۲۲/۴۸	۵۹/۳۷±۱۶/۹۵	پهن داخلی
۰/۰۳۹ (۰/۰۳۶)	۰/۰۶۹ (۰/۰۴۲)	۶۳/۶۹±۱۳/۴۱	۶۶/۴۴±۱۱/۶۷	۶۲/۱۴±۱۲/۸۷	۶۴/۰۴±۱۷/۲۹	۷۰/۸۶±۲۲/۳۹	۵۲/۹۳±۱۹/۰۲	۶۶/۰۷±۱۲/۷۵	۶۳/۹۸±۱۶/۴۷	۵۰/۵۳±۲۱/۵۴	راست‌زانی
۰/۰۰۰ (۰/۰۰۰)	۰/۰۰۲ (۰/۰۳۹)	۵۱/۹۱±۱۴/۹۵	۴۸/۰۴±۲۳/۵۲	۴۹/۰۴±۲۶/۱۳	۵۳/۹۷±۲۵/۰۴	۶۳/۲۲±۱۷/۳۰	۶۲/۳۶±۱۸/۰۰	۵۰/۴۲±۲۵/۳۷	۶۱/۰۲±۲۸/۶۵	۵۶/۶۸±۹/۷۱	فعلی
۰/۰۳۴ (۰/۰۳۶)	۰/۰۹۱ (۰/۰۳۶)	۵۱/۸۴±۱۸/۹۳	۵۲/۲۳±۱۷/۹۷	۵۵/۱۰±۱۶/۹۵	۳۸/۳۷±۲۶/۶۲	۷۱/۸۸±۱۹/۱۷	۵۹/۰۲±۲۰/۹۵	۴۳/۳۴±۱۸/۰۳	۵۰/۵۴±۲۱/۱۰	۶۰/۵۲±۱۶/۷۳	نازکنشی بلند
۰/۰۱۸ (۰/۰۱۸)	۰/۰۶۴ (۰/۰۹۱)	۶۴/۵۶±۱۳/۷۱	۶۸/۱۲±۱۸/۸۴	۵۷/۱۳±۱۹/۳۳	۶۰/۹۳±۳۲/۳۸	۶۸/۱۱±۱۸/۸۴	۶۲/۱۸±۱۲/۰۲	۷۴/۶۷±۲۱/۳۰	۶۴/۵۱±۲۴/۰۸	۴۷/۲۲±۱۹/۲۵	سربینی میانی

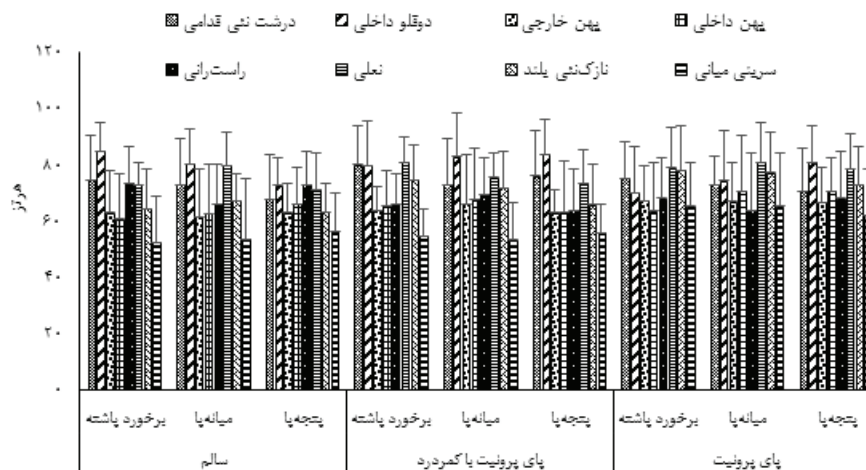


**نمودار ۲.** دامنه فعالیت الکترومایوگرافی در سه گروه دارای پای پرونیت، گروه دارای پای پرونیت با کمردرد و گروه سالم طی فاز هل دادن

نازکنئی بلند طی فاز پاسخ بارگیری طی سه الگوی دویدن اختلاف معنی داری 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 ( $p=0/025$ ).

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، میانہ پا و پنجه پا طی فاز پاسخ بارگیری معنادار نبود ( $p>0/05$ ). یافته‌ها نشان داد اثر عامل گروه بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضله

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



پای پرونیت) طی فاز هل دادن دویدن اختلاف معنی داری نداشت ( $p>0/05$ ). همچنین اثر عامل گروه بر تمامی عضلات به جز عضله نازکنئی بلند ( $p=0/025$ ) اختلاف معناداری را نشان نداد ( $p>0/05$ ).

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

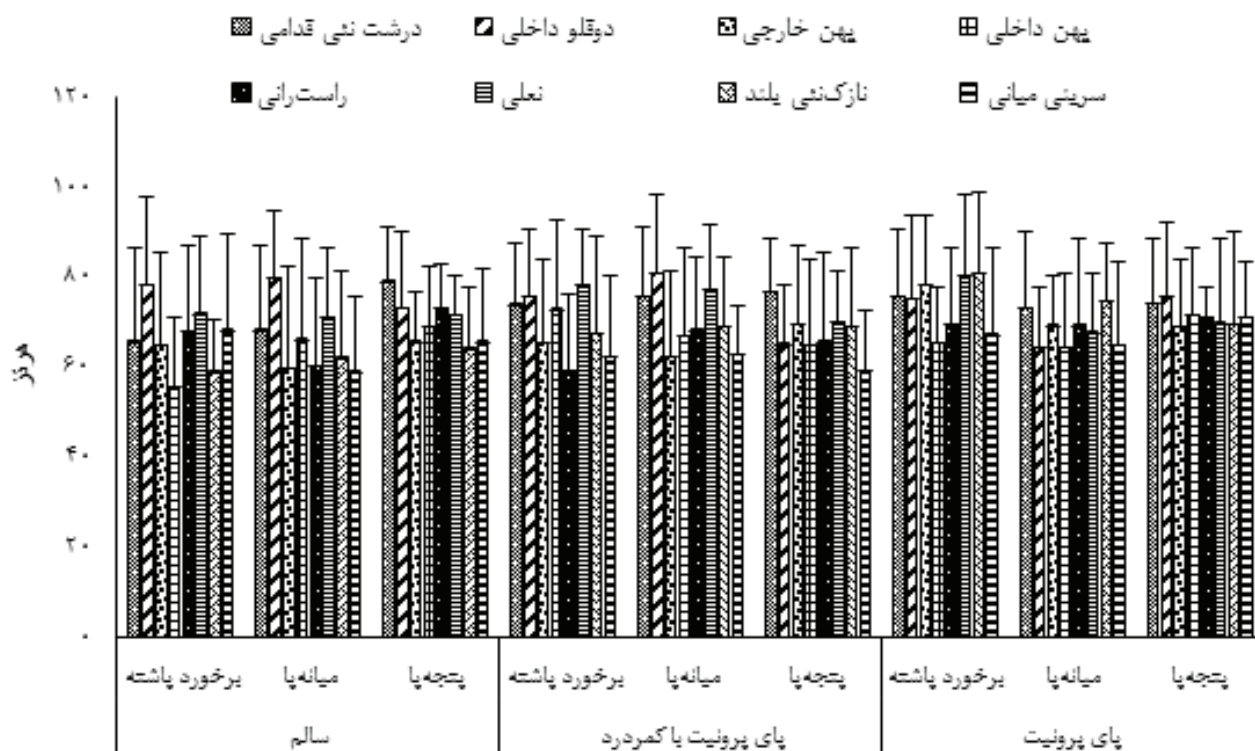
جدول ۴. طیف فرکانس الکترومیوگرافی در سه گروه دارای پای پرونیت، گروه دارای پای پرونیت با کمردرد و گروه سالم

اثر عامل گروه	اثر تعاملی الگوی دویدن*	سالم			پای پرونیت با کمردرد			پای پرونیت		
		اثر عامل گروه	اثر تعاملی الگوی دویدن*	اثر الگوی دویدن	پنجه یا	برخورد یا	میانها یا	پنجه یا	برخورد یا	میانها یا
۰/۲۹۳ (۰/۰۸۷)	۰/۹۵۸ (۰/۰۱۲)	۰/۴۹۷ (۰/۰۵۲)	۰/۴۹۷ (۰/۰۵۲)	۰/۴۹۷ (۰/۰۵۲)	۰/۴۹۷ (۰/۰۵۲)	۰/۴۹۷ (۰/۰۵۲)	۰/۴۹۷ (۰/۰۵۲)	۰/۴۹۷ (۰/۰۵۲)	۰/۴۹۷ (۰/۰۵۲)	۰/۴۹۷ (۰/۰۵۲)
۰/۳۲۶ (۰/۰۸۰)	۰/۵۰۱ (۰/۱۵۸)	۰/۹۶۲ (۰/۰۰۳)	۰/۹۶۲ (۰/۰۰۳)	۰/۹۶۲ (۰/۰۰۳)	۰/۹۶۲ (۰/۰۰۳)	۰/۹۶۲ (۰/۰۰۳)	۰/۹۶۲ (۰/۰۰۳)	۰/۹۶۲ (۰/۰۰۳)	۰/۹۶۲ (۰/۰۰۳)	۰/۹۶۲ (۰/۰۰۳)
۰/۶۲۸ (۰/۰۳۴)	۰/۹۷۳ (۰/۰۰۹)	۰/۹۶۵ (۰/۰۰۳)	۰/۹۶۵ (۰/۰۰۳)	۰/۹۶۵ (۰/۰۰۳)	۰/۹۶۵ (۰/۰۰۳)	۰/۹۶۵ (۰/۰۰۳)	۰/۹۶۵ (۰/۰۰۳)	۰/۹۶۵ (۰/۰۰۳)	۰/۹۶۵ (۰/۰۰۳)	۰/۹۶۵ (۰/۰۰۳)
۰/۷۲۵ (۰/۰۲۴)	۰/۴۳۹ (۰/۰۶۶)	۰/۵۸۶ (۰/۰۰۷)	۰/۵۸۶ (۰/۰۰۷)	۰/۵۸۶ (۰/۰۰۷)	۰/۵۸۶ (۰/۰۰۷)	۰/۵۸۶ (۰/۰۰۷)	۰/۵۸۶ (۰/۰۰۷)	۰/۵۸۶ (۰/۰۰۷)	۰/۵۸۶ (۰/۰۰۷)	۰/۵۸۶ (۰/۰۰۷)
۰/۴۶۴ (۰/۰۳۳)	۰/۵۶۴ (۰/۰۶۳)	۰/۵۸۶ (۰/۰۰۷)	۰/۵۸۶ (۰/۰۰۷)	۰/۵۸۶ (۰/۰۰۷)	۰/۵۸۶ (۰/۰۰۷)	۰/۵۸۶ (۰/۰۰۷)	۰/۵۸۶ (۰/۰۰۷)	۰/۵۸۶ (۰/۰۰۷)	۰/۵۸۶ (۰/۰۰۷)	۰/۵۸۶ (۰/۰۰۷)
۰/۶۱۷ (۰/۰۳۵)	۰/۵۱۶ (۰/۰۵۷)	۰/۷۰۹ (۰/۱۷۸)	۰/۷۰۹ (۰/۱۷۸)	۰/۷۰۹ (۰/۱۷۸)	۰/۷۰۹ (۰/۱۷۸)	۰/۷۰۹ (۰/۱۷۸)	۰/۷۰۹ (۰/۱۷۸)	۰/۷۰۹ (۰/۱۷۸)	۰/۷۰۹ (۰/۱۷۸)	۰/۷۰۹ (۰/۱۷۸)
*۰/۰۲۵ (۰/۰۳۹)	۰/۸۵۵ (۰/۰۴۴)	۰/۲۷۹ (۰/۰۹۴)	۰/۲۷۹ (۰/۰۹۴)	۰/۲۷۹ (۰/۰۹۴)	۰/۲۷۹ (۰/۰۹۴)	۰/۲۷۹ (۰/۰۹۴)	۰/۲۷۹ (۰/۰۹۴)	۰/۲۷۹ (۰/۰۹۴)	۰/۲۷۹ (۰/۰۹۴)	۰/۲۷۹ (۰/۰۹۴)
۰/۱۷۲ (۰/۱۲۲)	۰/۷۳۰ (۰/۰۳۶)	۰/۹۳۳ (۰/۰۰۵)	۰/۹۳۳ (۰/۰۰۵)	۰/۹۳۳ (۰/۰۰۵)	۰/۹۳۳ (۰/۰۰۵)	۰/۹۳۳ (۰/۰۰۵)	۰/۹۳۳ (۰/۰۰۵)	۰/۹۳۳ (۰/۰۰۵)	۰/۹۳۳ (۰/۰۰۵)	۰/۹۳۳ (۰/۰۰۵)

هیئتی	۷۸/۱۱۳۵۸/۰۸	۴۱/۶۱۳۱۳۰/۱۸	۶۷/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	(۷۶/۰/۰)	(۱۱۶/۰/۰)	۷۶/۰/۰
هیئتی													(۱۱۶/۰/۰)	(۱۱۶/۰/۰)	۷۶/۰/۰
ناگزینگی	۶۰/۰۱۳۵۱/۱۶	۸۸/۸۱۳۱۳۰/۱۸	۸۷/۸۱۳۱۳۰/۱۷	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	(۶۰/۰/۰)	(۶۰/۰/۰)	۸۸/۰/۰
نمائی	۶۰/۰۱۳۵۱/۱۶	۸۸/۸۱۳۱۳۰/۱۸	۸۷/۸۱۳۱۳۰/۱۷	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	(۶۰/۰/۰)	(۶۰/۰/۰)	۸۸/۰/۰
راستی	۶۰/۰۱۳۵۱/۱۶	۸۸/۸۱۳۱۳۰/۱۸	۸۷/۸۱۳۱۳۰/۱۷	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	(۶۰/۰/۰)	(۶۰/۰/۰)	۸۸/۰/۰
دخلی	۷۸/۱۱۳۵۸/۱۸	۴۱/۶۱۳۱۳۰/۱۸	۶۷/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	(۸۸/۰/۰)	(۸۸/۰/۰)	۷۶/۰/۰
خارجی	۷۸/۱۱۳۵۸/۱۸	۴۱/۶۱۳۱۳۰/۱۸	۶۷/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	(۸۸/۰/۰)	(۸۸/۰/۰)	۷۶/۰/۰
مجموع	۶۰/۰۱۳۵۱/۱۶	۸۸/۸۱۳۱۳۰/۱۸	۸۷/۸۱۳۱۳۰/۱۷	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	(۸۸/۰/۰)	(۸۸/۰/۰)	۷۶/۰/۰
نمائی	۶۰/۰۱۳۵۱/۱۶	۸۸/۸۱۳۱۳۰/۱۸	۸۷/۸۱۳۱۳۰/۱۷	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۵۳/۸۱۳۱۳۰/۱۶	(۸۸/۰/۰)	(۸۸/۰/۰)	۷۶/۰/۰

اثر	اثر			اثر			اثر			مجموع	اثر	اثر	اثر		
	کاربرد	پای	بهره	کاربرد	پای	بهره	کاربرد	پای	بهره						
مجموع	۷۸/۱۱۳۵۸/۱۸	۴۱/۶۱۳۱۳۰/۱۸	۶۷/۸۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	۳۱/۷۱۳۱۳۰/۱۶	(۸۸/۰/۰)	(۸۸/۰/۰)	۷۶/۰/۰
اثر													(۸۸/۰/۰)	(۸۸/۰/۰)	۷۶/۰/۰

جدول ۵. طیف فرکانس الکترومغناطی گروه دارای پای برتیت، گروه دارای پای برتیت با کمردرد و گرسه



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

#### بحث

قوس طولی داخلی<sup>(۳۵)</sup>، چرخش لگن و پرونیشن مفصل زیرپایی<sup>(۳۶)</sup> را بیان نموده‌اند. تغییر ساختار پا می‌تواند بر روی اندام تحتانی و هم‌ترازی لگن<sup>(۳۷)</sup>، فعالیت عضلات راست‌کننده ستون فقرات و سرینی<sup>(۳۸)</sup> 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<sup>(۳۹)</sup>. درمان اختلالات وضعیتی پا شامل درمان بیماری کمردرد نیز می‌شود<sup>(۴۰)</sup>. 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

نتایج نشان داد دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات درشت‌نئی قدامی و نازکنئی بلند در بین سه گروه (گروه سالم، گروه مبتلا به کمردرد با پای پروریت، گروه سالم با پای پروریت) 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 پاسخ‌بارگیری و هل دادن نداشت.

هنگام دویدن، افزایش فعالیت عضلات راست‌کننده ستون فقرات<sup>(۳۳)</sup> و عضلات ساق پا<sup>(۳۴)</sup> در بیماران دارای کمردرد گزارش شده است. پژوهشگران ارتباط بین انتقال نیرو بر اثر ضربه به ستون فقرات طی دویدن و ارتفاع

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 پرونیته حدود ۳ برابر نسبت به گروه کنترل کمتر بود. همچنین نشان دادند که اورژن مچ پا در افراد دارای کمردرد با پای پرونیته ۳/۳ برابر بیشتر بود. در افراد دارای مبتلا به کمردرد با پای پرونیته، طبق مدل درد-تطابق، درد فعالیت برخی عضلات را افزایش و فعالیت برخی عضلات را کاهش می‌دهد<sup>(۴۲)</sup>. این تغییر در الگوی فعالیت عضلات در افراد مبتلا به کمردرد با پای پرونیته 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 پرونیته در مقایسه با افراد سالم، نوعی محدودیت 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 تقریباً دامنه فعالیت الکترومایوگرافی بین افراد مبتلا به کمردرد دارای پای پرونیته و سالم و پای

استخوان درشت‌نئی و ران می‌شود که می‌تواند باعث تغییر عملکرد عضلات طی راه رفتن گردد<sup>(۴۱)</sup>. 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 پرونیته طی راه رفتن دارا می‌باشند<sup>(۴۲)</sup>. نتایج تحقیق حاضر نیز نشان داد فعالیت عضله دوقلو در الگوهای مختلف دویدن اختلاف معنی‌داری دارد. اما اینکه بین فعالیت عضله دوقلو و سرینی‌میانی در افراد با پای پرونیته و سالم اختلاف معنی‌داری 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<sup>(۴۳)</sup>.

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

پرونیته تفاوت دارد. این تفاوت در عضلات چهارسررانی و ساق پا نقش بیشتری ایفا می‌کند. همچنین دامنه فعالیت الکترومایوگرافی در سه الگوی دویدن در گروه‌های کم‌درد دارای پای پرونیته و سالم پای پرونیته نیز در برخی عضلات تفاوت معنی‌داری داشت. علت این تفاوت‌ها می‌تواند مکانیزم درد در افراد دارای کم‌درد همراه با پای پرونیته 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 کم‌درد 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.

## 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 SJJJoat. 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*



- 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, SOKHANGOU EI 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, Schnependahl 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.

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, Jafarnejhad 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, Jafarnejhadgero 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.