مجله دانشگاه علوم پزشکی گرگان

بهار ۱۴۰۵ / دوره ۲۸ / شماره ۱ (پی در پی ۹۷)

دارای رتبه علمی -پژوهشی از کمیسیون نشریات علوم پزشکی کشور

e-ISSN: ۲۰۰۸-۴۰۸۰ p-ISSN: ۱۵۶۲-۴۷۶۵

با دسترسی آزاد

تحقیقی

اثر تعاملی اضافه وزن و پای پرونیت بر طیف فرکانس فعالیت عضلات اندام تحتانی مردان طی دویدن

زهرا فرج‌زاده هریس[۱]، دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو*[۲]، دکتر ابراهیم پیری[۳و۴]

حسین فرض‌اللهی[۱]، دکتر نسترن مرادزاده[۳]

۱ کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ۲ استاد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ۳ دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ۴ گروه پزشکی مولکولی و جراحی، مؤسسه کارولینسکا، سولنا، سوئد.

چکیده

زمینه و هدف: *پای پرونیت یکی از ناهنجاری‌های اندام تحتانی و چاقی جزء معضلات جامعه امروزی محسوب می‌شوند. این مطالعه به منظور تعیین اثر تعاملی اضافه وزن و پای پرونیت بر طیف فرکانس فعالیت عضلات اندام تحتانی مردان طی دویدن انجام شد.*

روش بررسی: *این مطالعه شبه‌تجربی روی ۴۰ دانشجوی مرد با دامنه سنی ۳۵-۲۱ سال با تخصیص غیرتصادفی در چهار گروه ۱۰ نفری شامل وزن نرمال با پای نرمال، چاق با پای پرونیت، چاق با پای نرمال و وزن نرمال با پای پرونیت انجام شد. فعالیت عضلات منتخب شامل درشت نی قدامی، دوقلو داخلی، پهن خارجی، پهن داخلی، راست رانی، دوسررانی، نیم وتری و سرینی میانی، طی دویدن با استفاده از الکترومایوگرافی ثبت شد.*

یافته‌ها: *طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله دوسررانی در گروه دارای اضافه وزن با پای نرمال در مقایسه با گروه دارای وزن نرمال و پای پرونیت به‌طور معنی‌داری کمتر بود ($P<0/05$). اثر تعاملی خستگی و گروه به لحاظ آماری معنی‌دار نبود.*

نتیجه‌گیری: *احتمالاً افزایش فعالیت عضلانی مشاهده شده در افراد دارای اضافه وزن و پای پرونیت بازتابی از تلاش سیستم عصبی-عضلانی برای مدیریت بارهای بیومکانیکی بوده و تفاوت‌های فردی در الگوی حرکت، سطح آمادگی و استراتژی‌های جبرانی می‌توانند سهم قابل‌توجهی در تغییرات فعالیت عضلات داشته باشند.*

واژه‌های کلیدی: *پرونیت ، پا ، دویدن ، خستگی ، الکترومایوگرافی*

* **نویسنده مسؤول:** دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو ، پست الکترونیکی: amiralijafarnezhad@gmail.com

نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تلفن و نمابر ۰۴۵-۳۱۵۰۵۶۴۹

وصول ۱۴۰۳/۱۲/۲۰ اصلاح نهایی ۱۴۰۴/۳/۷ پذیرش ۱۴۰۴/۳/۲۰ انتشار In Press

مقدمه

عارضه پرونیشن پا اغلب با ناکارآمدی در ناحیه مچ پا مشاهده شده که به دلیل تغییرات بیومکانیکی رخ می‌دهد.[۱] هرگونه تغییرات بیومکانیکی در ساختمان مچ پا، آسیب‌دیدگی را در این بخش از بدن افزایش می‌دهد.[۲] میزان شیوع عارضه پرونیت پا در بزرگسالان ۲۳-۲ درصد است.[۳] پای پرونیت، یک نوع ناهنجاری است که باعث کاهش ارتفاع قوس طولی-داخلی هنگام تحمل وزن بدن می‌گردد. همچنین به‌دنبال این عارضه دفورمیتی در ساختمان مچ پا مشاهده می‌شود. به دنبال این ناهنجاری سر استخوان تالوس و ناویکولار به سمت داخل متمایل شده که در نهایت می‌تواند منجر به بروز عارضه پای پرونیت شود. همچنین پای پرونیت در ارتباط مستقیم با اعمال فشار مستقیم بر روی مفاصل مچ پا، زانو و کمربند لگنی همراه است.[۴]

بیش از یک میلیارد نفر (یک نفر از هر ۸ نفر) در سراسر جهان مبتلا به اضافه وزن هستند. اضافه وزن به‌عنوان یک عامل مکانیکی کلیدی، بار عمودی وارد بر مفاصل اندام تحتانی (به‌ویژه زانو و مچ پا) را افزایش می‌دهد. این افزایش بار نه‌تنها موجب تغییر الگوی توزیع نیروهای عکس‌العمل زمین (GRF) می‌شود؛ بلکه فعالیت عصبی-عضلانی را نیز برای حفظ پایداری و جبران تنش‌های وارده تعدیل می‌کند. مطالعات نشان داده‌اند که افراد دارای اضافه وزن، فعالیت بیشتری در عضلات پهن خارجی و دوقلوی داخلی طی فاز اتکای دویدن نشان می‌دهند که احتمالاً ناشی از تلاش سیستم عصبی برای کاهش فشار بر مفاصل و جلوگیری از ناپایداری بیومکانیکی است.[۵]

دویدن یکی از فعالیت‌های محبوب و موثر برای سلامت قلبی – عروقی شناخته شده است؛[۶] اما بروز هرگونه عارضه در اندام تحتانی و بیماری‌های همچون چاقی یکی از معضلاتی است که می‌تواند مکانیک حرکات انتقالی را تغییر داده و منجر به آسیب گردد.[۷] از طرفی اضافه‌وزن یکی از عوامل اصلی ایجاد کف پای صاف اکتسابی است که به نوبه خود کنترل پاسچر و تعادل را مختل می‌کند.[۸] ازاین‌رو، وجود هرگونه ناهنجاری در ساختار پا و کف پا به همراه اضافه وزن ممکن است بر عملکرد فرد در موقعیت‌های ایستا، پویا و حرکتی و به‌ویژه در جابه‌جایی بدن تأثیر بگذارد.[۹] از سوی دیگر، یکی از عوارض اصلی اضافه وزن به لحاظ بیومکانیکی کاهش ارتفاع استخوان ناویکولار و والگوس بخش عقب پا است. مطالعات نشان داده پای پرونیت با افزایش وزن مرتبط است.[۱۰] این وضعیت یکی از علل افزایش چرخش داخلی اندام تحتانی و بروز آسیب‌هایی مانند درد کشککی رانی و افزایش تیلت قدامی لگن است.[۱۱] با توجه به افزایش دامنه پرونیشن پا در دوندگان دارای پرونیشن همراه با اضافه وزن، احتمال بروز آسیب‌های مرتبط با دویدن افزایش می‌یابد.[۱۲] پرونیشن پا با جابجایی مرکز فشار به سمت داخلی و افزایش نیروهای برشی میانی – جانبی همراه است. این ناهنجاری ساختاری، موجب فعال‌سازی بیش از حد عضلات درشتنی قدامی و نازکنی بلند به‌منظور حفظ تعادل دینامیکی می‌شود. در مقابل، فعالیت عضلات پشتیبان قوس پا مانند عضله درشت نئی خلفی کاهش می‌یابد که این امر می‌تواند به‌طور غیرمستقیم بر الگوی فعالیت عضلات پروگزیمال (مانند راستراني و همسترینگ) تأثیر بگذارد.[۱۳]

از طرفی هنگامی که پرونیشن پا با اضافه وزن همراه میشود، اثرات سینرژیک این دو عامل منجر به افزایش گشتاور چرخشی داخلی (Internal Rotation Torque)در زانو و لگن می‌گردد. این پدیده، فعالیت عضلات دورکننده ران (مانند گلوتئوس مدیوس) و عضلات کنترلکننده پرونیشن (مانند تیبیالیس خلفی) را به‌طور معنی‌داری تحت تأثیر قرار میدهد. مطالعات الکترومایوگرافی نشان دادهاند که این سازگاریهای عصبی–عضلانی ممکن است در بلندمدت به خستگی زودرس و افزایش خطر آسیبهای اسکلتی–عضلانی منجر شود.[۱۲] این مطالعه به منظور تعیین اثر تعاملی اضافه وزن و پای پرونیت بر طیف فرکانس فعالیت عضلات اندام تحتانی مردان طی دویدن انجام شد.

روش بررسی

این مطالعه شبه‌تجربی روی ۴۰ دانشجوی مرد (دامنه سنی ۳۵–۲۱ سال) با تخصیص غیرتصادفی در چهار گروه ۱۰ نفری شامل وزن نرمال با پای نرمال، چاق با پای پرونیت، چاق با پای نرمال و وزن نرمال با پای پرونیت در دانشگاه محقق اردبیلی طی سال ۱۴۰۳ انجام شد.

حجم نمونه براساس نرم‌افزار G*Power3.1 تعداد ۴۰ نفر برآورد شد تا اندازه اثر ۰/۵۸، با توان آماری ۰/۸ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ حاصل شود.[۱۴]

معیارهای ورود مطالعه شامل انتخاب آزمودنی‌ها بر اساس میزان افت استخوان ناوی بیش از ۱۰ میلی‌متر، شاخص پاسچر پا بیش از ۱۰ میلی‌متر، شاخص توده بدنی بیشتر مساوی ۲۵ کیلوگرم بر مترمربع و تکمیل آگاهانه فرم رضایت‌نامه شرکت در مطالعه بودند. معیارهای خروج از مطالعه شامل بروز هرگونه آسیب‌دیدگی در طول جمع‌آوری داده‌ها و خروج داوطلبانه آزمودنی‌ها در طول مطالعه بودند.

به‌منظور تعیین ناهنجاری پای پرونیت یا طبیعی بودن پا، از شاخص افتادگی استخوان ناوی با استفاده از روش توصیفی برادی استفاده شد. به این منظور، از آزمودنی خواسته شد تا با پای برهنه روی صندلی بنشیند؛ ارتفاع صندلی به صورتی تنظیم شد که زاویه مفصل ران و زانو در حالت ۳۱ درجه قرار گرفت.[۱۵] سپس برجستگی استخوان ناوی مشخص و علامت‌گذاری شد. با استفاده از خط‌کش فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه در واحد میلی‌متر اندازه‌گیری شد. سپس از آزمودنی خواسته شد که در حالت ایستاده به صورتی که وزن به طور مساوی روی هر دو پای آزمودنی باشد؛ قرار گیرد. در این حالت نیز فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه اندازه‌گیری و ثبت شد. اختلاف فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه در حالت تحمل وزن در مقایسه با میزان فاصله استخوان ناوی تا سطح جعبه در حالت بدون تحمل وزن به‌عنوان میزان افتادگی استخوان ناوی تعیین شد.[۱۵] اندازه‌گیری میزان افت استخوان ناوی در هر آزمودنی سه بار انجام شد.

پای راست طی آزمون شوت فوتبال به عنوان پای برتر تمامی آزمودنی‌ها مشخص گردید.[۱۶] سپس آزمودنی‌ها الکترودگذاری روی پای برتر انجام شد. برای ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ابتدا محل عضلات آزمودنی‌ها شیو و با الکل طبی و پنبه تمیز شد تا پوست برای اتصال الکترود آماده باشد. روش الکترودگذاری به صورت دوقطبی و فاصله مرکز تا مرکز الکترود برابر با ۲ سانتی‌متر مربع بود. برای پیداکردن محل و راستای دقیق الکترودها از پروتکل سنیام استفاده شد. بر روی پای برتر آزمودنی‌ها ۸ الکترود شامل عضلات درشت نئی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی ، دوسررانی، نیم وتری و سرینی میانی قرار گرفت.[۱۷] روش آزمون به این صورت بود که هر آزمودنی ۶ بار مسیر مشخص شده را با سرعت ۳/۲ متر بر ثانیه بر روی یک مسیر مستقیم پیاده‌روی با مشخصات (۱۰ متر طول، ۱/۵ متر عرض و ضخامت ۰/۲۵ متر (ضخامت مسیر طراحی شده) دویدند. برای آشنایی آزمودنی‌ها با مسیر قبل از اجرای آزمون از شرکت‌کنندگان خواسته

جدول ۱: شاخص‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها به تفکیک گروه‌های مورد مطالعه

متغیرها	گروه وزن نرمال با پای نرمال	گروه افراد اضافه وزن با پای پرونیت	گروه افراد اضافه وزن با پای نرمال	گروه افراد نرمال با پرونیشن پا	P-value
سن (سال)	۲۳/۲±۱/۱	۲۲/۴±۱/۸	۲۵/۲۴±۱/۸	۲۶/۲±۲/۵	۰/۶۱۲
وزن (کیلوگرم)	۶۷/۷±۵/۱۴	۸۴/۱۴±۸/۰۲	۸۵/۳۶±۴/۷۹	۶۹/۱۵±۴/۰۱	۰/۰۰۱ *
قد (سانتی‌متر)	۱۷۱/۷±۲/۰۱	۱۶۹/۷±۰/۷۸	۱۶۸/۱±۳/۲۷	۱۷۰/۰۰±۲/۳۷	۰/۱۴۲
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۲/۲±۱/۰۴	۲۸/۴±۲/۹	۲۷/۰۴±۱/۹	۲۱/۴±۱/۷۵	۰/۰۰۱ *
افت ناوی (سانتی‌متر)	۵/۳±۰/۷	۱۲/۷±۱/۰۱	۵/۹±۱/۱	۱۱/۰۱±۰/۷۱	۰/۰۰۱ *

P<۰/۰۵ *

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس فعالیت عضلات اندام تحتانی طی دویدن بین گروه‌های مورد مطالعه

عضلات	گروه وزن نرمال با پای نرمال	گروه افراد اضافه وزن با پای پرونیشن	گروه افراد اضافه وزن با پای نرمال	گروه افراد نرمال با پرونیشن پا	P-value
درشت نی قدامی	۷۵/۵۲±۲۵/۵۳	۶۵/۸۷±۲۳/۳۶	۷۲/۴۰±۲۹/۲۴	۷۸/۶۶±۳۰/۷۶	۰/۵۴۰
دوقلو داخلی	۶۶/۲۳±۲۹/۱۲۶	۷۳/۶۸±۴۲/۷۷	۸۰/۵۶±۳۸/۹۰	۷۳/۹۶±۳۸/۳۶	۰/۴۹۲
پهن خارجی	۵۶/۷۶±۲۴/۲۵	۶۱/۹۶±۳۵/۰۱	۶۱/۸۲±۲۳/۸۹	۶۹/۸۲±۳۳/۰۱	۰/۵۱۶
پهن داخلی	۶۰/۴۹±۲۵/۳۶	۶۰/۳۳±۲۵/۹۴	۵۹/۳۱±۲۴/۳۸	۵۲/۴۹±۲۲/۱۷۵	۰/۷۵۰
راست رانی	۵۷/۱۲±۲۱/۱۲۱	۶۲/۶۱±۲۳/۵۶	۵۹/۷۳±۳۳/۴۵	۵۵/۳۵±۲۲/۰۴	۰/۸۴۶
دوسررانی	۷۳/۴۰±۳۱/۸۷	۵۵/۰۲±۱۹/۶۶	۶۶/۰۵±۲۴/۶۱	۷۶/۰۵±۲۹/۲۰	۰/۰۸۶
نیم وتری	۵۸/۱۹±۲۶/۶۴	۶۱/۵۳±۲۵/۰۱	۶۷/۴۲±۲۹/۱۱	۶۳/۵۵±۲۶/۱۸	۰/۶۰۲
سرینی میانی	۵۹/۵۵±۲۴/۲۲	۵۲/۷۵±۲۱/۶۹	۵۴/۱۱±۱۷/۸۷	۵۸/۳۵±۲۵/۰۳	.۰/۶۵۹

P<۰/۰۵ *

شد تا به صورت متوالی در مسیر دویدن گام بردارند. مقادیر میانه فرکانس سیگنال‌ها طی دو فاز یعنی پاسخ بارگذاری و هل دادن هنگام دویدن ثبت و محاسبه شد.

پروتکل خستگی شامل دویدن روی تردمیل بدون شیب با در نظرگرفتن شدت ضربان قلب انجام شد. آزمودنی‌ها تست را با سرعت ۶ کیلومتر بر ساعت آغاز نمودند و سرعت تردمیل هر ۲ دقیقه یک کیلومتر بر ساعت افزایش یافت. از مقیاس ادراکی بورگ برای تعیین لحظه نهایی خستگی آزمودنی‌ها استفاده شد.[۱۸] وقتی آزمودنی‌ها ادراک ۱۳ یا بالاتر در مقیاس بورگ را اعلام کردند؛ سرعت تردمیل در وضعیت ثابت قرارگرفت تا امکان دویدن در حالت ثابت را به شرکت کنندگان دهد. در طول مرحله دویدن در حالت پایدار، امتیاز تلاش درک شده هر ۳۰ ثانیه بررسی شد و پروتکل خستگی پس از ۲ دقیقه دویدن در وضعیت پایدار بیش از ۱۷ در مقیاس ۶ تا ۲۰ بورگ یا ۸۰درصد حداکثر ضربان قلب به اتمام رسید.[۱۹] به‌طور متوالی پس از پروتکل خستگی از آزمودنی‌ها خواسته شد تا مجدداً پروتکل دویدن با سرعت معین شده با ۶ تکرار دویدن اجراء و فعالیت برای ثبت فعالیت عضلات از یک سیستم الکترومایوگرافی(DataLITE EMG, Biometrics Ltd, Bandwidth: 10-490HZ) ساخت انگلستان استفاده شد. تحلیل داده‌های ثبت شده با هدف اطمینان از صحت آنها در مراحل و روش‌های مختلف انجام شد. در اولین مرحله، پس از پایان هر تلاش از سوی آزمودنی، سیگنال‌های ثبت شده از الکترومایوگرافی سطحی در نرم‌افزارهای مشخص شده (بایومتریک دیتا لیت) بررسی شدند. ویژگی‌های مربوط به هریک از سیگنال‌ها (مانند تفاوت‌های اعداد و ارقام هر عضله) مورد بررسی قرار گرفت تا صحت و درستی اولیه تأیید شود. در صورت وجود هرگونه مشکل در داده‌های ثبت شده که ممکن بود به کاهش اعتبار و روایی آنها منجر شود؛ داده‌ها حذف و فرآیند دوباره تکرار گردید. در این تحقیق برای فیلتر کردن داده‌های الکترومایوگرافی از فیلتر پایین‌گذر برابر ۵۰۰ هرتز و فیلتر بالاگذر ۲۰ هرتز و ناچ فیلتر ۶۰ هرتز (برای حذف نویز برق شهری) استفاده شد.

داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS-23 تجزیه و تحلیل شدند. نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک تعیین شد. برای مقایسه دو گروه با پیش‌آزمون و پس‌آزمون از آزمون واریانس دو سویه با اندازه‌های تکراری استفاده شد. سطح معنی‌داری آزمون‌ها کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول یک آمده است.

با توجه به فرکانس فعالیت عضلات در چهار گروه طی فاز پاسخ بارگذاری قبل از پروتکل خستگی، هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری بین مقادیر طیف فرکانس عضلات طی نیمه اول فاز اتکاء دویدن یافت نشد (جدول ۲).

اثر عامل گروه برای طیف فرکانس عضله دوسررانی طی فاز پاسخ بارگذاری معنی‌دار بود (P<۰/۰۰۴ ،d=۰/۰۷۹۰). همچنین مقایسه جفتی نشان داد که فرکانس عضله دوسررانی در گروه افراد با وزن نرمال و پای نرمال در مقایسه با دو گروه دیگر به لحاظ آماری به‌طور معنی‌داری بالاتر بود. اثر عامل خستگی، خستگی-گروه بر مقادیر طیف فرکانس فعالیت عضلات طی فاز پاسخ بارگذاری به لحاظ آماری معنی‌دار نبود (جدول ۳).

جدول ۳ : مقادیر طیف فرکانس فعالیت عضلات در چهار گروه قبل و بعد از پروتکل خستگی طی فاز پاسخ بارگذاری

عضلات	گروه وزن نرمال و پای نرمال		گروه افراد اضافه وزن با پای پرونیشن		گروه افراد اضافه وزن با پای نرمال		گروه افراد نرمال با پرونیشن پا		P-value اثر عامل گروه (اندازه اثر)	P-value اثر عامل خستگی (اندازه اثر)	P-value اثر تعاملی گروه و خستگی (اندازه اثر)
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون			
درشتنی قدامی	۷۵/۵۲±۲۵/۵۳	۶۶/۷۹±۲۲/۸۴	۶۵/۸۷±۲۳/۳۶	۷۸/۸۸±۲۸/۹۱	۷۲/۴۰±۲۹/۲۴	۷۶/۲۷±۲۹/۳۶	۷۸/۶۶±۳۰/۷۶	۸۰/۳۴±۳۴/۵۷	۰/۵۸۹ (۰/۲۹۳)	۰/۵۵۵ (۰/۱۲۷)	۰/۲۶۵ (۰/۴۱۹)
دوقلو داخلی	۶۶/۲۳±۲۹/۱۲۶	۶۹/۳۷±۲۸/۴۶	۷۳/۶۸±۴۲/۷۷	۶۵/۰۰±۲۸/۸۴	۸۰/۵۶±۳۸/۹۰	۷۱/۱۳±۳۳/۵۳	۷۳/۹۶±۳۸/۳۶	۷۲/۰۱±۲۸/۹۳	۰/۵۷۷ (۰/۲۹۳)	۰/۴۰۷ (۰/۱۶۸)	۰/۷۱۶ (۰/۲۴۷)
پهن خارجی	۵۶/۷۶±۲۴/۲۵	۶۶/۷۰±۲۸/۳۴	۶۱/۹۶±۳۵/۰۱	۵۷/۸۳±۲۱/۵۰	۶۱/۸۲±۲۳/۸۹	۵۳/۳۲±۲۶/۶۵	۶۹/۸۲±۳۳/۰۱	۵۸/۱۳±۱۸/۸۶	۰/۷۴۴ (۰/۲۳۰)	۰/۳۴۷ (۰/۲۰۱)	۰/۱۱۹ (۰/۵۱۰)
پهن داخلی	۶۰/۴۹±۲۵/۳۶	۵۳/۲۶±۲۰/۲۰	۶۰/۳۳±۲۵/۹۴	۵۶/۴۳±۲۶/۳۱	۵۹/۳۱±۲۴/۳۸	۵۲/۲۹±۱۹/۵۱	۵۲/۴۹±۲۲/۱۷۵	۶۳/۹۲±۳۰/۱۵	۰/۹۶۳ (۰/۱۱۰)	۰/۵۹۶ (۰/۱۱۰)	۰/۱۹۰ (۰/۴۵۹)
راست رانی	۵۷/۱۲±۲۱/۱۲۱	۶۰/۸۸±۲۰/۲۳	۶۲/۶۱±۲۳/۵۶	۴۸/۶۱±۱۶/۹۸	۵۹/۷۳±۳۳/۴۵	۵۵/۸۰±۲۵/۱۲	۵۵/۳۵±۲۲/۰۴	۴۷/۲۰±۱۳/۰۶	۰/۵۴۰ (۰/۳۰۷)	۰/۱۰۱ (۰/۳۴۶)	۰/۲۵۳ (۰/۴۲۴)
دوسرانی	۷۳/۴۰±۳۱/۸۷	۶۸/۶۳±۲۹/۲۲	۵۵/۰۲±۱۹/۶۶	۵۱/۲۱±۲۰/۸۷	۶۶/۰۵±۲۴/۶۱	۵۸/۵۳±۲۵/۳۸	۷۶/۰۵±۲۹/۲۰	۷۵/۵۲±۳۴/۵۳	۰/۰۰۴ * (۰/۷۹۰)	۰/۳۱۲ (۰/۲۱۱)	۰/۹۴۹ (۰/۱۲۷)
نیم وتری	۵۸/۱۹±۲۶/۶۴	۶۸/۹۵±۲۷/۵۹	۶۱/۵۳±۲۵/۰۱	۷۰/۵۳±۲۳/۰۳	۶۷/۴۲±۲۹/۱۱	۵۸/۱۴±۲۸/۹۰	۶۳/۵۵±۲۶/۱۸	۵۹/۰۶±۳۵/۳۲	۰/۹۲۹ (۰/۱۴۲)	۰/۷۰۲ (۰/۰۹۰)	۰/۱۱۹ (۰/۵۱۰)
سرینی میانی	۵۹/۵۵±۲۴/۲۲	۵۸/۱۳±۱۸/۷۶	۵۲/۷۵±۲۱/۶۹	۴۹/۷۱±۱۴/۱۰	۵۴/۱۱±۱۷/۸۷	۵۱/۷۳±۱۹/۴۴	۵۸/۳۵±۲۵/۰۳	۶۵/۳۰±۲۳/۰۴	۰/۰۶۷ (۰/۵۶۵)	۰/۹۹۲ (۰/۰۶۳)	۰/۷۵۳ (۰/۲۳۰)

P<۰/۰۵ *

جدول ۴ : مقادیر طیف فرکانس فعالیت عضلات در چهار گروه قبل و بعد از پروتکل خستگی طی فاز هل دادن

عضلات	گروه وزن نرمال و پای نرمال		گروه افراد اضافه وزن با پای پرونیشن		گروه افراد اضافه وزن با پای نرمال		گروه افراد نرمال با پرونیشن پا		P-value اثر عامل گروه (اندازه اثر)	P-value اثر عامل خستگی (اندازه اثر)	P-value اثر تعاملی گروه و خستگی (اندازه اثر)
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون			
درشتنی قدامی	۷۴/۲۷±۲۹/۴۸	۷۳/۶۳±۳۴/۱۰	۷۳/۶۸±۳۱/۸۴	۵۷/۲۵±۱۳/۴۹	۶۶/۷۱±۲۴/۱۸	۷۸/۶۲±۳۵/۶۳	۸۵/۸۸±۳۱/۹۰	۷۷/۹۹±۳۲/۳۶	۰/۲۱۹ (۰/۴۴۴)	۰/۴۵۷ (۰/۱۵۵)	۰/۱۱۵ (۰/۵۱۴)
دوقلو داخلی	۷۹/۴۹±۲۸/۰۲	۷۴/۲۶±۳۵/۳۷	۷۹/۰۱±۲۷/۱۳	۵۵/۲۸±۱۰/۶۸	۸۲/۰۶±۴۴/۷۹	۷۹/۲۶±۳۲/۴۴	۶۹/۴۶±۳۰/۴۳	۷۵/۷۷±۳۲/۹۸	۰/۳۲۰ (۰/۳۹۲)	۰/۱۶۲ (۰/۲۹۳)	۰/۲۰۲ (۰/۴۵۴)
پهن خارجی	۶۸/۲۲±۲۷/۰۴	۶۳/۰۹±۳۱/۰۸	۵۷/۹۵±۲۲/۷۱	۴۸/۷۷±۱۶/۱۱	۶۸/۲۸±۲۵/۴۵	۵۶/۱۳±۲۰/۸۷	۸۸/۴۲±۴۸/۰۰	۶۶/۰۲±۲۱/۲۸	۰/۰۰۵* (۰/۷۶۶)	۰/۱۵۱ (۰/۳۰۰)	۰/۰۴۱* (۰/۶۱۳)
پهن داخلی	۵۹/۵۲±۱۸/۳۴	۵۵/۶۶±۱۳/۹۶	۵۴/۶۸±۲۹/۵۷	۵۱/۲۷±۱۴/۲۶	۵۹/۳۵±۳۳/۲۳	۵۲/۶۷±۱۶/۳۶	۵۲/۲۹±۱۵/۱۷	۶۱/۱۹±۲۲/۴۷	۰/۷۵۱ (۰/۲۳۰)	۰/۷۱۴ (۰/۰۶۳)	۰/۴۷۷ (۰/۳۳۳)
راست رانی	۵۶/۶۱±۱۶/۶۰	۵۵/۳۳±۱۶/۵۵	۶۲/۰۷±۳۱/۰۸	۵۲/۲۰±۱۲/۵۳#	۵۷/۰۴±۱۸/۴۹	۵۵/۱۲±۲۲/۰۳	۶۸/۶۳±۲۹/۰۷	۷۲/۹۱±۳۰/۳۷	۰/۰۰۸* (۰/۷۴۲)	۰/۵۲۳ (۰/۱۲۷)	۰/۶۳۹ (۰/۲۷۱)
دوسرانی	۶۰/۳۷±۲۲/۰۴	۵۸/۹۰±۲۵/۰۱	۵۳/۹۳±۱۷/۲۹	۵۹/۶۳±۲۰/۷۹	۵۷/۷۵±۲۰/۷۷	۵۸/۸۳±۲۲/۳۵	۶۵/۳۷±۳۵/۴۱	۶۴/۳۱±۲۹/۲۰	۰/۶۳۸ (۰/۲۷۱)	۰/۷۳۷ (۰/۰۶۳)	۰/۸۵۶ (۰/۱۸۰)
نیم وتری	۶۴/۸۱±۳۲/۷۲	۶۰/۰۲±۲۶/۲۸	۶۰/۹۶±۳۰/۲۳	۵۵/۱۷±۱۶/۶۱	۵۸/۸۳±۱۷/۷۱	۶۶/۰۹±۳۴/۱۰	۵۳/۳۴±۲۰/۵۰	۶۷/۳۱±۲۴/۴۹	۰/۸۱۱ (۰/۲۰۱)	۰/۵۵۳ (۰/۱۲۷)	۰/۳۶۱ (۰/۳۷۵)
سرینی میانی	۶۱/۳۸±۳۳/۸۸	۵۹/۹۰±۲۰/۲۴	۵۵/۶۶±۱۸/۵۰	۵۲/۱۴±۲۰/۴۴	۵۱/۷۴±۱۸/۴۶	۵۴/۷۵±۲۳/۷۲	۶۸/۶۸±۲۹/۷۴	۵۸/۵۹±۱۷/۵۲	۰/۱۱۶ (۰/۵۱۴)	۰/۴۲۱ (۰/۱۲۷)	۰/۶۸۶ (۰/۲۵۵)

P<۰/۰۵ *

با توجه به مقادیر طیف فرکانس فعالیت عضلات در چهار گروه طی فاز هل دادن قبل و بعد از پروتکل خستگی، اثر عامل خستگی بر طیف فرکانس فعالیت عضلات طی فاز هل دادن به لحاظ آماری معنی‌دار نبود. اثر تعاملی گروه و خستگی بر طیف فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی به لحاظ آماری معنی‌دار بود (d=۰/۶۱۳، P<۰/۰۴۱). نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز هل دادن در گروه افراد نرمال و پای پرونیت و همچنین گروه افراد اضافه وزن با پای پرونیت بعد از خستگی در مقایسه با قبل از خستگی به طور معنی‌داری کاهش پیدا کرد (جدول ۴).

نتایج اثر عامل گروه بر طیف فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی (d=۰/۷۶۶، P<۰/۰۰۵) و طیف فرکانس عضله راست رانی (d=۰/۷۴۲، P<۰/۰۰۸) طی فاز هل دادن به لحاظ آماری معنی‌دار بود. همچنین مقایسه جفتی نشان داد فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی در دو گروه افراد نرمال و پای پرونیت و همچنین گروه افراد با وزن نرمال و پای نرمال در مقایسه با دوگروه دیگر به لحاظ آماری به‌طور معنی‌داری بالاتر بود. با توجه به نتایج به‌دست آمده فرکانس عضله راست رانی در گروه افراد نرمال با پای پرونیت در مقایسه با سه گروه دیگر به لحاظ آماری طی فاز هل دادن بزرگتر بود.

بحث

با توجه به نتایج مطالعه حاضر، فرکانس فعالیت عضله دوسررانی در گروه افراد با وزن نرمال و پای پرونیت و همچنین گروه دارای اضافه وزن با پای نرمال در مقایسه با دو گروه دیگر به لحاظ آماری معنی‌دار بود.

در لحظه تماس پاشنه عضلات اکستنسور ران به‌صورت برون‌گرا درگیر هستند تا از فلکشن تنه و تیلت قدامی لگن جلوگیری شود. در واقع بالاتر بودن فرکانس فعالیت عضله دوسررانی می‌تواند از فلکشن بیش از حد تنه یا در واقع تیلت قدامی بیش از حد لگن جلوگیری نماید. نتایج نشان داد که اثر عامل خستگی بر مقادیر طیف فرکانس فعالیت عضلات طی فاز پاسخ بارگذاری به لحاظ آماری معنی‌دار نیست. یافته‌ها نشان داد که اثر تعاملی گروه و خستگی بر مقادیر طیف فرکانس فعالیت عضلات طی فازپاسخ بارگذاری به لحاظ آماری معنی‌دار نبود. از آنجایی که خستگی آزمودنی‌ها در مطالعه حاضر، خستگی ناشی از دویدن بود و فرد زمانی خستگی خود را اعلام کرد که توانایی عمومی فرد به حداقل رسید. بنابراین ممکن است برخی از گروه‌های عضلانی مثل عضله همسترینگ و به‌ویژه عضله دوسررانی به اوج خستگی خود نرسیده باشند. به همین دلیل اثر عامل خستگی و همچنین اثر تعاملی گروه و خستگی روی فعالیت این عضله به لحاظ آماری معنی‌دار نشده است. کاردان و همکاران ابراز داشتند که خستگی موضعی کاهش طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات مفصل ران و سرینی میانی را به دنبال دارد. کاهش فرکانس الکترومایوگرافی می‌تواند به دلیل کاهش توان تولید نیروی عضلانی یا تغییر در فعالیت واحدهای حرکتی باشد. اگرچه در عضلات درشت نی‌قدامی و دوقلو این نتیجه حاصل نشد که البته این تفاوت را می‌توان به اختلافات موجود در بین عضلات از نظر رفتار حرکتی گوناگون، تفاوت در توزیع واحدهای حرکتی در برابر با خستگی نسبت داد.[۲۰] در مطالعه قبلی انجام شده مشخص گردید؛ سازگاری با اثرات بیومکانیکی ناشی از پای پرونیت سبب ایجاد تغییرات در فعال شدن عضلات پهن خارجی، پهن داخلی، دوقلو و نیمه‌وتری می‌شود که در نهایت باعث تغییر در الگوی فعال‌سازی عضلات می‌گردد. این تغییر در الگوی فعال‌سازی عضلات می‌تواند به عنوان یک عامل خطر برای آسیب‌های اسکلتی-عضلانی تلقی شود. به‌ویژه در افراد دارای پرونیشن پا، این تغییرات می‌توانند منجر به عدم تعادل در فعالیت عضلات و در نهایت افزایش فشار بر برخی از بافت‌ها شوند.[۲۱] علاوه بر این، نتایج دیگر در این مطالعه نشان دادند که پای پرونیت در حرکت دویدن می‌تواند فعالیت عضلات دوقلو داخلی و نازکنی طویل و درشت نئی قدامی را تغییر دهند.[۱۳و۲۲] همچنین افراد دارای اضافه وزن در تلاش برای کاهش ضربه عمودی اولیه الگوهای دویدن خود را تطبیق می‌دهند. افراد با وزن بالا ممکن است به دلیل نیاز به کاهش فشار بر مفاصل، الگوهای حرکتی غیرطبیعی ایجاد کنند که می‌تواند منجر به خستگی زودرس عضلات یا آسیب‌های بلندمدت شود. با توجه به نتایج حاصل شده فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی در دو گروه افراد با وزن نرمال و پای پرونیت و همچنین گروه افراد با وزن نرمال و پای نرمال در مقایسه با دوگروه دیگر به لحاظ آماری به‌طور معنی‌داری بالاتر است. عضله پهن خارجی، یکی از گروه عضلات چهار سران است که در اکستنشن زانو ایفای نقش می‌کند. احتمالاً بالاتر بودن فعالیت این عضله در طی فاز هل دادن در افراد دارای اضافه وزن در مقایسه با افراد با وزن نرمال به این دلیل است که این افراد نیاز به تلاش بیشتری برای هل دادن وزن اضافی بدن به سمت جلو دارند.[۲۳] همچنین یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد که فرکانس عضله راست رانی در گروه افراد نرمال با پای پرونیت در مقایسه با سه گروه دیگر به لحاظ آماری طی فاز هل دادن بزرگتر است. یافته‌ها نشان داد که اثر عامل خستگی بر طیف فرکانس فعالیت عضلات طی فاز هل دادن به لحاظ آماری معنی‌دار نبود. نتایج نشان داد که اثر تعاملی گروه و خستگی بر طیف فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی به لحاظ آماری معنی‌دار است. نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز هل دادن در گروه افراد نرمال و پای پرونیت و همچنین گروه افراد چاق با پای پرونیت بعد از خستگی در مقایسه با قبل از آن به طور معنی‌داری کاهش یافت. در مطالعه انجام شده قبلی، دویدن روی شن در دراز مدت منجر به کاهش پرونیشن پا گردید و فعالیت عضله گاستروکنیموس داخلی افزایش یافت. همچنین افزایش فعالیت عضله گلتئوس مدیوس منجر به بهبود ثبات لگن در صفحه فرونتال گردید.[۲۳]

عدم ثبت کینماتیکی حرکت از محدودیت این مطالعه محسوب می‌شود که نیاز به انجام تحقیقات بیشتری دارد.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که احتمالاً افزایش فعالیت عضلانی مشاهده شده در افراد دارای اضافه وزن و پای پرونیت بازتابی از تلاش سیستم عصبی-عضلانی برای مدیریت بارهای بیومکانیکی بوده و تفاوت‌های فردی در الگوی حرکت، سطح آمادگی و استراتژی‌های جبرانی می‌توانند سهم قابل‌توجهی در تغییرات فعالیت عضلات داشته باشند.

ملاحظات اخلاقی

مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه محقق اردبیلی (IR.UMA.REC.1402.011) قرار گرفت.

مشارکت نویسندگان

زهرا فرج‌زاده هریس: انجام پروژه، جمع‌آوری داده‌ها و آنالیز داده‌ها.

دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو: مدیریت و طراحی پروژه، انجام پروژه، جمع‌آوری داده‌ها، تفسیر نتایج، نوشتن نسخه اولیه مقاله و تایید نسخه نهایی مقاله.

ابراهیم پیری: مدیریت و طراحی پروژه، انجام پروژه، تفسیر نتایج، نوشتن نسخه اولیه مقاله و تایید نسخه نهایی مقاله.

حسین فرض‌اللهی: مدیریت و طراحی پروژه، جمع‌آوری داده‌ها، آنالیز داده‌ها و تفسیر نتایج.

نسترن مرادزاده: آنالیز داده‌ها و تفسیر نتایج.

تعارض منافع

بین نویسندگان تعارض منافع وجود ندارد.

تشکر و قدردانی

این مطالعه حاصل پایان نامه خانم زهرا فرج‌زاده هریس برای اخذ درجه کارشناسی ارشد در رشته بیومکانیک ورزشی از دانشگاه محقق اردبیلی بود. نویسندگان از شرکت‌کنندگان در مطالعه، بخاطر همکاری صمیمانه قدردانی می‌نمایند.

References

1. Cavanagh PR, Lafortune MA. Ground reaction forces in distance running. J Biomech. 1980;13(5):397-406. https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90033-0.

2. Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. Gait Posture. 2002 Jun;15(3):282-91. https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00151-5.

3. Błaszczyk JW, Cieślinska-Swider J, Plewa M, Zahorska-Markiewicz B, Markiewicz A. Effects of excessive body weight on postural control. J Biomech. 2009 Jun;42(9):1295-300. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.006.

4. Koreili Z, Fatahi A, Azarbaijany MA, Sharifnezhad A. [Comparison of Static Balance Performance and Plantar Selected Parameters of Dominant and Non-dominant Leg in Active Adolescent's Female With Ankle Pronation]. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2023; 12(2): 306-19. [Article in Persian]

5. Piri E, Jafarnezhadgero AA. [A Review of Running Mechanics in Obese or Overweight Individuals]. J Sport Biomech 2023;9(1):16-31. http://dx.doi.org/10.61186/JSportBiomech.9.1.16. [Article in Persian]

6. Pedisic Z, Shrestha N, Kovalchik S, Stamatakis E, Liangruenrom N, Grgic J, et al. Is running associated with a lower risk of all-cause, cardiovascular and cancer mortality, and is the more the better? A systematic review and meta-analysis. Br J Sports Med. 2020 Aug;54(15):898-905. https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-100493.

7. Piri E, Jafarnezhadgero A. [Running Mechanics in Obese Individuals: Letter to Editor]. J Health Res Commun. 2023;9(3):1-4. [Article in Persian]

8. Teasdale N, Hue O, Marcotte J, Berrigan F, Simoneau M, Doré J, et al. Reducing weight increases postural stability in obese and morbid obese men. Int J Obes (Lond). 2007 Jan;31(1):153-60. https://doi.org/10.1038/sj.ijo.0803360.

9. Atik A, Ozyurek S. Flexible flatfoot. North Clin Istanb. 2014 Aug;1(1):57-64. https://doi.org/10.14744/nci.2014.29292.

10. Irving DB, Cook JL, Young MA, Menz HB. Obesity and pronated foot type may increase the risk of chronic plantar heel pain: a matched case-control study. BMC Musculoskelet Disord. 2007 May;8:41. https://doi.org/10.1186/1471-2474-8-41.

11. Hintermann B, Nigg BM. Pronation in runners. Implications for injuries. Sports Med. 1998 Sep;26(3):169-76. https://doi.org/10.2165/00007256-199826030-00003.

12. Jones BH, Cowan DN, Knapik JJ. Exercise, training and injuries. Sports Med. 1994 Sep;18(3):202-14. https://doi.org/10.2165/00007256-199418030-00005.

13. 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 Dec;9(1):116. https://doi.org/10.1186/s40798-023-00663-8.

14. Kang H. Sample size determination and power analysis using the G*Power software. J Educ Eval Health Prof. 2021;18:17. https://doi.org/10.3352/jeehp.2021.18.17.

15. 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. https://doi.org/10.3233/bmr-2012-0306.

16. Keenan AM, Redmond AC, Horton M, Conaghan PG, Tennant A. The Foot Posture Index: Rasch analysis of a novel, foot-specific outcome measure. Arch Phys Med Rehabil. 2007 Jan;88(1):88-93. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.10.005.

17. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol. 2000 Oct;10(5):361-74. https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4.

18. Penko AL, Barkley JE, Koop MM, Alberts JL. Borg scale is valid for ratings of perceived exertion for individuals with Parkinson's disease. Int J Exerc Sci. 2017 Jan;10(1):76-86. https://doi.org/10.70252/rvaq3828.

19. Koblbauer IF, van Schooten KS, Verhagen EA, van Dieën JH. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. J Sci Med Sport. 2014 Jul;17(4):419-24. https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.05.013.

20. Kardan S, Barghamadi M, Afroonde R, Abdollahpour M. [An Investigation of the Effect of Quadriceps Fatigue on Electromyography Frequency Spectrum in the Lower Limb Muscles during Apdoliochagi in Elite Men]. Sport Physiology & Management Investigations, 2020; 12(3): 123-33. [Article in Persian]

21. Jafarnezhadgero A, Madahi A, Piran Hamlabadi M. [A Comparison Of Forces Excreted On The Foot While Running On The Ground And Artificial Turf In People With Pronated And Supinated Feet]. RSMT 2025;23(29):56-71. [Article in Persian]

22. Jafarnezhadgero AA, 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 Aug;15(2):316-27. https://doi.org/10.54141/psbd.1409700.

23. Jafarnezhadgero A, Fatollahi A, Sheykholeslami A, Dionisio VC, Akrami M. Long-term training on sand changes lower limb muscle activities during running in runners with over-pronated feet. Biomed Eng Online. 2021 Nov;20(1):118. https://doi.org/10.1186/s12938-021-00955-8.