مجله علوم پزشکی رازی دوره ۳۰، شماره پیوسته ۱۲۷، ۲۷ آبان ۱۴۰۲ https://doi.org/10.47176/rjms.30.127

مقاله پژوهشی

# مقایسه فرکانس فعالیت عضلات طی راه رفتن در افراد دارای اضافه وزن با پای پرونیت با افراد سالم

**امیرعلی جعفرنژادگرو:** ا ستادیار بیومکانیک ورز شی، گروه بیومکانیک ورز شی، دان شکده علوم تربیتی و رواند شنا سی، دان شگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران (* نوی سنده م سئول)
amiralijafarnezhad@gmail.com
**مهرانگیز صالحی:** دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
**راضیه علیزاده:** دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
**احسان فخری میرزانق:** دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

## چکیده

**زمینه و هدف:** اضـافه وزن و چاقی از مهم ترین نگرانی‌ها و تهدیدهای سـلامت عمومی و به عنوان یک بیماری مزمن در جهان به صورت چشمگیری روندی افزایشی دارد. لذا، هدف این پـژوهش مقایسـه فرکانس عضلات اندام تحتانی طـی راه رفتن در افراد دارای اضافه وزن با پای پرونیت با افراد داری پای پرونیت بدون اضافه وزن و افراد نرمال بود.

**روش‌کار:** جامعه آماری پژوهش حا ضر زنان ا ضافه وزن با و بدون پای پرونیت شهر اردبیل بود. نمونه آماری پژوهش حا ضر به صورت دردسترس شامل ۱۵ زن سالم در گروه سالم (شاخص توده بدنی: ۱/۶±۲۰/۲)، ۱۵ نفر زن دارای پای پرونیت در گروه پای پرونیت (شـاخص توده بدنی: ۱/۶±۲۰/۱) و ۱۵ زن دارای اضـافه وزن با پای پرونیت (شـاخص توده بدنی: ۲/۱±۲۸/۱) در گروه اضافه وزن همراه با پرونیت انتخاب شدند. تحلیل داده‌ها توسط آزمون آنالیز واریانس یک سویه با سطح معناداری برابر ۰/۰۵ انجام شد.

**یافته‌ها:** یافته‌ها نشان داد فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز پاسخ بارگیری در گروه با پای پرونیت نسبت به گروه سالم بزرگ تر بود (p=۰/۰۲). همچنین میانه فرکانس فعالیت عضـله پهن خارجی طی فاز پاسـخ بارگیری در گروه اضـافه وزن با پای پرونیت نسبت به گروه پرونیت کمتر بود (p<۰/۰۱). میانه فرکانس فعالیت عضله راست رانی طی فاز پاسخ بارگیری در گروه پای پرونیت نسبت به گروه سالم بزرگ تر بود (p=۰/۰۴).

**نتیجه‌گیری:** فرکانس عضلات چهار سرای طی فاز پاسخ بارگذاری در افراد دارای اضافه وزن با پای پرونیت مشابه افراد سالم بود. بنابراین، می توان بیان نمود که مکانیزم جبرانی در فرکانس عضـلات چهارسـرانی در افراد دارای اضـافه وزن با پای پرونیت جهت کاهش نیروی تماسی رخ نمی‌دهد.

**تعارض منافع:** گزارش نشده است.
**منبع حمایت‌کننده:** حامی مالی ندارد.

**کلیدواژه‌ها**
اضافه وزن،
پای پرونیت،
راه رفتن

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۰۵/۱۴
تاریخ چاپ: ۱۴۰۲/۰۸/۲۷

**شیوه استناد به این مقاله:**
Jafarnezhadgero A, Salehi M, Alizadeh R, Fakhri Mirzanag E. Comparison of Frequency of Muscular Activity during Walking in Overweight People with Pronated Foot with Healthy Ones. Razi J Med Sci. 2023(18 Nov);30.127.

*انتشار این مقاله به‌صورت دسترسی آزاد مطابق با CC BY-NC-SA 4.0 صورت گرفته است.



[ Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-07-18 ]
[ DOI: 10.47176/rjms.30.127 ]

*Razi Journal of Medical Sciences.* 2023(18 Nov);30.127. https://doi.org/10.47176/rjms.30.127

Original Article

# Comparison of Frequency of Muscular Activity during Walking in Overweight People with Pronated Foot with Healthy Ones

**Amiali Jafarnezhadgero:** Associate Professor, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (* Corresponding Author) amiralijafarnezhad@gmail.com
**Meherangiz Salehi:** MSc of Sport Biomechanics, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
**Razieh Alizadeh:** MSc of Sport Biomechanics, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
**Ehsan Fakhri Mirzanag:** PhD Student of Sport Biomechanics, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

## *Abstract*

**Background & Aims:** Overweight and obesity are defined as abnormal or excessive fat accumulation that may impair health. Body mass index (BMI) is a simple index of weight-for-height that is commonly used to classify overweight and obesity in adults. It is defined as a person's weight in kilograms divided by the square of his height in meters (kg/m$^2$). In 2019, an estimated 38.2 million children under the age of 5 years were overweight or obese. Once considered a high-income country problem, overweight and obesity are now on the rise in low- and middle-income countries, particularly in urban settings. In Africa, the number of overweight children under 5 has increased by nearly 24 % percent since 2000. Almost half of the children under 5 who were overweight or obese in 2019 lived in Asia. Over 340 million children and adolescents aged 5-19 were overweight or obese in 2016. The prevalence of overweight and obesity among children and adolescents aged 5-19 years has risen dramatically from just 4 % in 1975 to just over 18 % in 2016. The rise has occurred similarly among both boys and girls: in 2016 18 % of girls and 19 % of boys were overweight. While just under 1 % of children and adolescents aged 5-19 were obese in 1975, more 124 million children and adolescents (6 % of girls and 8 % of boys) were obese in 2016. Overweight and obesity are linked to more deaths worldwide than underweight. Globally there are more people who are obese than underweight Raised BMI is a major risk factor for cardiovascular diseases Childhood obesity is associated with a higher chance of obesity, premature death and disability in adulthood. But in addition to increased future risks, obese children experience breathing difficulties, increased risk of fractures, hypertension, and early markers of cardiovascular disease, insulin resistance and psychological effects. Overweight and obesity are among the most important concerns and threats to public health and probably the most common malnutrition problem in the world and is known as a chronic disease in developed and developing countries and has a dramatic increase (1). Obesity is a risk factor for disorders such as hyperlipidemia, hypertension, type 2 diabetes, renal complications, respiratory disease, coronary heart disease, stroke, etc. (2). Deviation from normal physical posture can be effective in losing beauty and also reducing a person's mechanical performance and predispose a person to muscle and nerve injuries. In the pronation of the foot, the internal arch of the foot is reduced, and then the navicular bone falls and protrudes on the inner surface of the foot, which can also cause other anatomical abnormalities (10). The aim of this study was to compare frequency content of selected lower limb muscles during walking in overweight people with pronated foot, pronated feet individuals without overweight and healthy control ones.

**Keywords**
Overweight,
Pronated foot,
Walking

Received: 05/08/2023
Published: 18/11/2023

[ Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-07-18 ]

[ DOI: 10.47176/rjms.30.127 ]

**Methods:** The research is a semi-experimental type. The study design of the present study is cross sectional. The statistical sample of the present study include 15 healthy adult females, 15 pronated feet adult females without overweight, and 15 overweight adult females with pronated feet. To record the ground reaction forces data, a Bertec force plate device with a sampling rate of 1000 Hz was used. The electromyography data was recorded using a wireless biometric electromyography device with 8 channels. The 20 Hz cut of frequency was used to smooth ground reaction force data. Ground reaction force data were used to determine the beginning and end of the gait stance phase. Selected lower limb muscles include tibialis anterior, gastrocnemius, vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, biceps femoris, semitendinosus, and gluteus medius. The electrodes were attached on selected lower limb muscle in accordance with SENIAM protocol. Before, electrode placement, the shaving process was done. The walking trials were done at constant speed. The walking stance phase was divided into loading phase, mid-stance phase, and push off phase. Median frequency of EMG data was selected as a dependent variables. Normal distribution of data was confirmed using a Shapiro-Wilk test. One way ANOVA test was used for statistical analysis. All analysis were done at SPSS software. Significant level was set at $p<0.05$.

**Results:** Results revealed that the frequency content of vastus lateralis muscle during loading phase in the pronated feet group was greater than healthy group ($p = 0.02$). Also, results revealed that the frequency content of vastus lateralis muscle during loading phase in the pronated feet group with overweight was greater than pronated feet group ($p < 0.01$). The frequency content of rectus femoris muscle during loading phase in the pronated feet group was greater than healthy group ($p = 0.04$). Results revealed that frequency content of vastus lateralis, vastus medialis, biceps femoris, and gluteus medius during mid stance phase in pronated feet group was lower than healthy control ones ($p < 0.02$). Also, the frequency content of tibialis anterior muscle during mid stance phase in overweight group with pronated feet was lower than healthy control ones ($p < 0.01$). The frequency content of rectus femoris muscle and semitendinosus muscle during push off phase in pronated feet group was greater than that healthy control ones ($p < 0.01$). The frequency content of rectus femoris and semitendinosus muscles during push off phase in overweight group with pronated feet group were lower than that pronated feet group ($p < 0.03$).

**Conclusion:** The frequency content of quadriceps muscles during loading phase in the pronated foot group with overweight was similar to healthy group. Therefore, the compensatory mechanism in the frequency content of quadriceps muscles in the pronated foot group with overweight does not occur to reduce impact force. Moreover, the frequency content of rectus femoris muscle during loading phase in the pronated foot group was greater than healthy group. Results revealed that frequency content of vastus lateralis, vastus medialis, biceps femoris, and gluteus medius during mid stance phase in pronated feet group was lower than healthy control ones. Also, the frequency content of rectus femoris muscle and semitendinosus muscle during push off phase in pronated feet group was greater than that healthy control ones. The frequency content of rectus femoris and semitendinosus muscles during push off phase in overweigh with pronated feet group were lower than that pronated feet group.

**Conflicts of interest:** None
**Funding:** None

**Cite this article as:**

Jafarnezhadgero A, Salehi M, Alizadeh R, Fakhri Mirzanag E. Comparison of Frequency of Muscular Activity during Walking in Overweight People with Pronated Foot with Healthy Ones. Razi J Med Sci. 2023(18 Nov);30.127.

*This work is published under CC BY-NC-SA 4.0 licence.



[ Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-07-18 ]

[ DOI: 10.47176/rjms.30.127 ]

## مقدمه

اضافه وزن و چاقی از مهم ترین نگرانی‌ها و تهدیدهای سلامت عمومی و احتمالاً شایع‌ترین مشکل سوء تغذیه در جهان است و به عنوان یک بیماری مزمن در کشورهای پیشرفته و در حال پیشرفت به صورت چشمگیری روندی افزایشی دارد (۱). چاقی از عوامل خطر در بروز اختلال‌هایی همچون چربی خون، فشارخون بالا، دیابت نوع دو، عوارض کلیوی، بیماری تنفسی، بیماری عروق کرونر قلب، سکته مغزی و ... می‌باشد (۲).

شیوع چاقی و اضافه وزن در زنان ایرانی به ترتیب ۲۵ و ۲۸ درصد می‌باشد (۳و ۴). چاقی اختلالی متابولیک است که توسط شاخص توده بدنی بر اساس قد و وزن محاسبه می‌شود (۴و ۵). شاخص توده بدنی(کیلوگرم/متر مربع) (Body Mass Index-BMI) زیر ۱۸/۵ کمبود وزن، بین ۱۸/۵ تا ۲۴/۹ نرمال، بین ۲۵ تا ۳۰ اضافه وزن و بالای ۳۰ چاق در نظر گرفته می شود (۶). اصولاً تغییرات بیومکانیکی حاصل از راستای طبیعی می‌تواند نیروی وارده بر مفصل، کارایی مکانیکی عضلات و کارکرد حس عمقی را تحت تاثیر قرار دهد (۷). زیرا هنگامی که مرکز نقل یک قسمت از بدن از راستای طبیعی خود خارج شود، ناهنجاری‌های وضعیتی اتفاق خواهد افتاد (۸). ازسوی دیگر، نحوه توضیع چربی اضافی در بدن، تغییرات مرکز ثقل بدن و تنه را به دنبال دارد. بنابراین احتمال می‌رود که نحوه توضیع چربی اضافی در بدن بر روی ساختار قامت و در ایجاد شدت و نوع خاصی از ناهنجاری‌های عضلانی-اسکلتی دخالت داشته باشد. در این راستا دیمین و همکاران در یک مطالعه موردی اینکه چاقی و پای پرونیت ممکن است خطر درد مزمن پاشنه پا را افزایش دهد، پرداختند. نتایج نشان داد چاقی و پای پرونیت از عوامل خطر برای ایجاد درد مزمن در پاشنه پا است. همچنین کاهش دورسی فلکشن مچ پا، استقامت عضلات ساق پا و فشار بر روی اندام تحتانی ممکن است نقشی در ایجاد درد مزمن پاشنه پا نداشته باشند (۹).

طبیعتاً انحراف از وضعیت بدنی نرمال در از بین رفتن زیبایی و نیزکاهش کارایی مکانیکی فرد می‌تواند تاثیرگذار باشد و فرد را مستعد آسیب‌های عضلانی و عصبی کند. قوس های کف پا از جمله قوس داخلی نقشی حساس در ایفای وظایف متعدد پا همچون جذب و توزیع نیروها و فراهم کردن ثبات بدن را عهده‌دار می‌باشند (۱۲-۱۰). در پرونیشن پا، قوس داخلی پا کاهش یافته و در پی آن استخوان ناوی در سطح داخلی پا افت کرده و برآمده می شود که این نیز می‌تواند سبب بروز دیگر ناهنجاری‌های آناتومیک شود (۱۳). کاهش ارتفاع قوس طولی ناشی از وضعیت استخوان‌ها و لیگامنت‌های کف پایی، عضلات ساق و کف پا می‌باشد و نقشی مهم در حفظ تعادل، اجرای توانایی‌ها و مهارت‌های حرکتی را عهده‌دار می‌باشد (۱۴و ۱۵). افراد با پای پرونیت با بسیاری ازاکارآمدی‌های بیومکانیکی در پا و مچ پا درگیر می‌باشند (۱۶و ۱۷). پرونیشن پا می‌تواند باعث بی‌نظمی‌های بیومکانیکی در عملکرد فرد شود که این مسئله منجر به درد ساق، درد تاندون آشیل، بروز آسیب در اندام تحتانی، کشیدگی عضلات همسترینگ و کوادریسپس می شود (۱۶و ۱۸). نتایج به دست آمده از پژوهش‌ها نشان داده که در ناهنجاری پرونیشن پا، ساق پا و ران چرخش داخلی پیدا می‌کنند (۱۶). پای پرونیت علاوه‌بر ایجاد مشکل در راستای استاتیک مجموعه مچ‌پا، ممکن است تغییر عملکرد دینامیک در کل اندام تحتانی را نیز به‌همراه داشته باشد (۱۹).

از آنجایی که دویدن یکی از فعالیت های عمومی و محبوب بین جوامع بشری می‌باشد (۲۰)، طبیعتاً اجرای حرکات ورزشی از قبیل راه رفتن و دویدن علی‌الخصوص در افراد دارای اضافه وزن تغییرات شتاب را به همراه دارد و حال اگر این تغییرات شتاب با ناکارآمدی‌های پایین تنه نیز همراه شود، احتمال بروز آسیب افزایش می‌یابد (۲۱). در این راستا سارکر و همکاران به تأثیر شاخص توده بدن بر بیومکانیک اندام تحتانی در زنان پرداختند. نتایج نشان داد که BMI بالا می‌تواند بر ویژگی‌های پا تأثیر بگذارد؛ بنابراین ممکن است افراد را مستعد درد اسکلتی عضلانی کند (۲۲). آئور و همکاران به بررسی رابطه بین شاخص توده بدنی (BMI) و وضعیت پا در سالمندان پرداختند. نتیجه‌گیری این بود که زنان چاق دچار کف پاصاف هستند، در حالی که مردان چاق پاهای پرونیت داشتند که نشان‌دهنده رابطه بین مقادیر بالای BMI و ویژگی‌های وضعیتی پاهای افراد مورد مطالعه بود (۲۳). با توجه به اهمیت موضوع



[ Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-07-18 ]

[ DOI: 10.47176/rjms.30.127 ]

و از آنجایی که اکثر تحقیقات گذشته در افراد با پای پرونیت بوده (۱۲, ۱۵, ۲۷-۲۴)، تاکنون مطالعه‌ای که فرکانس فعالیت عضلات در افراد دارای اضافه وزن و پای پرونیت مورد بررسی قرار داده باشد، توسط پژوهشگر مشاهده نشد. با توجه به ایکه اضافه وزن روندی رو به افزایش در پیش گرفته و تهدید جدی برای سلامت جامعه و نیز عامل خطر مهمی برای ابتلا به بیماری می‌باشد (۴و۲۸)، بنابراین هدف از انجام این پژوهش مقایسه فرکانس عضلات اندام تحتانی طی راه رفتن در افراد دارای اضافه وزن با پای پرونیت با افراد دارای پای پرونیت بدون اضافه وزن و افراد نرمال بود.

## روش کار

تحقیق از نوع آزمایشی می‌باشد. جامعه آماری پژوهش حاضر زنان اضافه وزن با و بدون پای پرونیت شهر اردبیل بود. نمونه آماری پژوهش حاضر به صورت دردسترس شامل ۱۵ زن سالم در گروه سالم (شاخص توده بدنی: ۱/۶±۲۰/۲)، ۱۵ نفر زن دارای پای پرونیت در گروه پای پرونیت (شاخص توده بدنی: ۱/۶±۲۰/۱) و ۱۵ زن دارای اضافه وزن با پای پرونیت (شاخص توده بدنی: ۱/۱±۲۸/۲) در گروه اضافه وزن همراه با پرونیت انتخاب شدند. با هماهنگی‌های صورت گرفته با دانشگاه، آزمودنی‌ها با محدوده سنی (۱۸ تا ۳۰ سال) به مرکز سلامت دانشگاه محقق اردبیلی دعوت شدند. همه شرکت‌کنندگان رضایت آگاهانه کتبی خود را برای شرکت در این مطالعه ارائه دادند. سمت برتر آزمون‌شوندگان پای راست و دست راست بود که بر طبق آزمون شوت زدن و پرتاب توپ مشخص شدند. از آزمودنی خواسته شد تا بر روی صندلی بشینند تا ارتفاع ناویکولار اندازه‌گیری شود و یک بار دیگر ارتفاع ناویکولار هنگامی که آزمودنی ایستاده است، اندازه‌گیری شد. معیارهای ورود به پژوهش حاضر شامل داشتن افتادگی ناویکولار بیش از ۱۰ میلی‌متر و شاخص پاسچر پا بزرگ تر از ۱۰ بود (۲۹). همچنین افراد دارای اضافه وزن شاخص توده بدنی بیشتر از ۲۶ را دارا بودند. پژوهش حاضر در کمیته اخلاق در علوم پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اردبیل مورد تایید قرار گرفت (IR.ARUMS.REC.1398.408).

جهت ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین از دستگاه صفحه نیروی برتک با نرخ نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. برش طیف فرکانسی در داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین برابر ۲۰ هرتز بود. از داده‌های نیروی عکس العمل زمین جهت مشخص نمودن ابتدا و انتهای فاز اتکا راه رفتن استفاده شد. جهت ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی بایومتریک وایرلس با ۸ کانال استفاده شد. پس از توجیه آزمودنی ها و ذکر ملاحظات اخلاقی تحقیق و همچنین ذکر نکات و آموزش هایی که در روند انجام تحقیق و جمع‌آوری داده‌ها تداخلی ایجاد نمی‌کرد، عمل الکترود گذاری با روش SENIAM روی نقاط مدنظر برای ثبت داده‌ها انجام شد (۳۰).

الکترود سطحی دوقطبی نقره-کلرید نقره با فاصله ۲۵میلی متری مرکز تا مرکز استفاده شد. ثبت الکتریکی عضلات از درشتنی قدامی، دوقلو داخلی، پهن خارجی، پهن داخلی، راست رانی، دوسر رانی، نیم وتری، سرینی میانی بود (۳۰). برای نصب الکترودها برروی عضلات از چسب دوطرفه استفاده شد و طبق توصیه‌های اروپایی (SENIAM) برای ثبتEMG دقیق تر محل نصب الکترود شیو شده و با پد الکی تمیز شد (۳۰). بعد از کامل شدن فرآیند الکترودگذاری از آزمودنی خواسته شد تا در محیط آزمایشگاه چند گام راه برود و از این طریق محدودیت های احتمالی از طریق الکترودها که ممکن بود برای آزمودنی ایجاد شود، شناسایی و رفع شد. نرخ نمونه‌برداری در این دستگاه برابر ۱۰۰۰ هرتز بود. سرعت راه رفتن برابر ۱/۳ متر بر ثانیه بود که توسط کورنومتر کنترل می‌گردید. مقادیر فیلتر پایین و بالاگذر به ترتیب برابر۵۰۰ و ۱۰ هرتز بود. از فیلتر ناچ که برابر ۶۰ هرتز بود، جهت حذف نویز حاصل از برق شهری استفاده شد. در این پژوهش متغیر وابسته مقادیر فرکانس فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب بود. برای تجزیه و تحلیل داده‌های EMG، چرخه راه رفتن به مراحل زیر تقسیم شد: مرحله بارگیری (۰-۲۰٪ از چرخه راه رفتن)، میانه اتکا (۲۰-۴۷٪ از چرخه راه رفتن)، و هل دادن (۷۰٪-۴۷ از چرخه راه رفتن) (۳۱).



[ Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-07-18 ]

[ DOI: 10.47176/rjms.30.127 ]

نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون شپیروویلک مورد تایید قرار گرفت. تحلیل داده‌ها توسط آزمون آنالیز واریانس یک سویه انجام شد. سطح معناداری برابر ۰/۰۵ بود. تحلیل‌ها توسط نرم افزار SPSS انجام شد.

## یافته‌ها

یافته‌ها نشان داد فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز پاسخ بارگیری در گروه با پای پرونیت نسبت به گروه سالم بزرگ تر بود (p=۰/۰۲). همچنین میانه فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز پاسخ بارگیری در گروه اضافه وزن با پای پرونیت نسبت به گروه پرونیت کمتر بود (p<۰/۰۱). میانه فرکانس فعالیت عضله راست رانی طی فاز پاسخ بارگیری در گروه پای پرونیت نسبت به گروه سالم بزرگ تر بود (p=۰/۰۴) (جدول ۱).

یافته‌ها نشان داد فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی، پهن داخلی، دوسر رانی، و سرینی میانی طی مرحله میانه راه رفتن در گروه با پای پرونیت نسبت به گروه سالم کمتر بود (p<۰/۰۲). همچنین فرکانس فعالیت عضله درشت نی قدامی طی مرحله میانه راه رفتن در گروه دارای اضافه وزن با پای پرونیت نسبت به گروه سالم کمتر بود (p<۰/۰۱) (جدول ۲).

یافته‌ها نشان داد فرکانس فعالیت عضله راست رانی طی مرحله هل‌دادن در گروه با پای پرونیت نسبت به گروه سالم بزرگ تر بود (p<۰/۰۱). همچنین فرکانس فعالیت عضله نیم‌وتری طی مرحله هل‌دادن در گروه با پای پرونیت نسبت به گروه سالم بزرگ تر بود (p=۰/۰۳). فرکانس فعالیت عضله راست رانی طی مرحله هل‌دادن در گروه دارای اضافه وزن با پای پرونیت نسبت به گروه با پای پرونیت کمتر بود (p<۰/۰۱). همچنین فرکانس فعالیت عضله نیم‌وتری طی مرحله هل دادن در گروه دارای اضافه وزن با پای پرونیت نسبت

**جدول ۱**- میانه فرکانس (هرتز) فعالیت عضلات طی مرحله بارگیری در سه گروه

| عضلات | گروه سالم (۱) | گروه پای پرونیت (۲) | گروه اضافه وزن+پای پرونیت (۳) | سطح معناداری مقایسه گروه ۱و۲ | سطح معناداری مقایسه گروه ۱و۳ | سطح معناداری مقایسه گروه ۲و۳ |
|---|---|---|---|---|---|---|
| درشت نی قدامی | ۲۳/۹۵ ±۹۵/۱۰۸ | ۱۰۹/۹۷ ۳۳±/۰۳ | ۱۰۰/۶۸ ۲۱±/۵۷ | ۱/۰۰ | ۰/۶۹ | ۰/۵۴ |
| دوقلو داخلی | ۸۸/۲۰±۲۳ /۰۵ | ۹۳/۶۸ ۳۰±/۷۴ | ۸۶/۹۹ ۱۸±/۰۸ | ۱/۰۰ | ۱/۰۰ | ۰/۸۲ |
| پهن خارجی | ۷۱/۶۱ ۲۳±/۵۲ | ۷۴/۰۸ ۲۰±/۰۳ | ۵۸/۴۹ ۱۱±/۴۵ | ۱/۰۰ | ٭ ۰/۰۲ | ٭ ۰/۰۰ |
| پهن داخلی | ۶۳/۵۴ ۱۷±/۸۸ | ۶۸/۴۵ ۱۸±/۷۱ | ۶۴/۴۸ ۱۲±/۶۴ | ۰/۷۶ | ۱/۰۰ | ۱/۰۰ |
| راست رانی | ۷۲/۱۰ ۲۰±/۰۹ | ۸۵/۶۸ ۲۰±/۶۴ | ۷۶/۳۵ ۲۲±/۴۴ | ٭ ۰/۰۴ | ۱/۰۰ | ۰/۲۶ |
| دو سر رانی | ۷۳/۱۷ ۲۳±/۵۳ | ۷۸/۳۹ ۲۰±/۷۳ | ۷۳/۱۸ ۲۵±/۹۸ | ۱/۰۰ | ۱/۰۰ | ۱/۰۰ |
| نیم وتری | ۷۷/۳۸ ۲۰±/۱۰ | ۷۲/۵۹ ۳۱±/۷۲ | ۸۵/۲۸ ۴۲±/۱۴ | ۱/۰۰ | ۱/۰۰ | ۰/۴۰ |
| سرینی میانی | ۷۵/۳۲ ۲۶±/۷۶ | ۶۳/۴۹ ۱۶±/۹۱ | ۶۹/۰۳ ۲۱±/۷۷ | ۰/۱۲ | ۰/۸۲ | ۱/۰۰ |

**جدول ۲**- میانه فرکانس (هرتز) فعالیت عضلات طی مرحله میانه راه رفتن در سه گروه

| عضلات | گروه سالم (۱) | گروه پای پرونیت (۲) | گروه اضافه وزن + پای پرونیت (۳) | سطح معناداری مقایسه گروه ۱و۲ | سطح معناداری مقایسه گروه ۱و۳ | سطح معناداری مقایسه گروه ۲و۳ |
|---|---|---|---|---|---|---|
| درشت نی قدامی | ۱۴۸/۵۲ ۴۷±/۷۶ | ۱۲۶/۲۴ ۲۹±/۵۶ | ۱۱۶/۹۸ ۲۹±/۸۶ | ۰/۰۶ | ٭ ۰/۰۰ | ۰/۹۹ |
| دوقلو داخلی | ۱۳۵/۸۲ ۴۳±/۳۲ | ۱۱۷/۶۵ ۲۹±/۷۱ | ۱۱۴/۷۳ ۳۲±/۰۸ | ۰/۱۵ | ۰/۰۷ | ۱/۰۰ |
| پهن خارجی | ۱۴۳/۱۸ ۶۹±/۰۲ | ۱۰۳/۸۶ ۴۰±/۷۱ | ۱۱۷/۱۸ ۴۳±/۱۰ | ٭ ۰/۰۱ | ۰/۱۷ | ۰/۹۸ |
| پهن داخلی | ۱۳۵/۶۸ ۶۲±/۰۲ | ۹۶/۹۳ ۳۴±/۹۹ | ۱۱۰/۸۲ ۳۹±/۷۵ | ٭ ۰/۰۰ | ۰/۱۳ | ۰/۷۷ |
| راست رانی | ۱۳۶/۴۷ ۵۷±/۸۰ | ۱۱۶/۹۴ ۵۵±/۳۶ | ۱۱۴/۹۳ ۲۶±/۸۰ | ۰/۳۷ | ۰/۲۷ | ۱/۰۰ |
| دوسر رانی | ۱۴۱/۷۴ ۵۰±/۲۶ | ۱۰۶/۴۰ ۳۲±/۳۶ | ۱۲۴/۹۵ ۳۵±/۳۸ | ٭ ۰/۰۰ | ۰/۳۲ | ۰/۲۳ |
| نیم وتری | ۱۲۷/۲۴ ۳۸±/۷۹ | ۱۱۵/۳۱ ۴۶±/۲۳ | ۱۰۹/۵۵ ۲۶±/۴۲ | ۰/۶۸ | ۰/۲۲ | ۱/۰۰ |
| سرینی میانی | ۱۴۴/۶۶ ۶۳±/۳۰ | ۱۰۷/۴۴ ۴۴±/۳۲ | ۱۱۴/۵۲ ۳۳±/۶۰ | ٭ ۰/۰۱ | ۰/۰۵ | ۱/۰۰ |



[ Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-07-18 ]

[ DOI: 10.47176/rjms.30.127 ]

**جدول ۳**- میانه فرکاس (هرتز) فعالیت عضلات طی مرحله هل‌دادن در سه گروه

| متغیر | گروه سالم (۱) | گروه با پای پرونیت (۲) | گروه اضافه وزن + پای پرونیت (۳) | سطح معناداری مقایسه گروه ۱و۲ | سطح معناداری مقایسه گروه ۱و۳ | سطح معناداری مقایسه گروه ۲و۳ |
|---|---|---|---|---|---|---|
| درشت نی قدامی | ۹۹/۶۲ ۲۷±/۹۲ | ۱۱۱/۷۹ ۳۲±/۹۳ | ۱۰۳/۳۴ ۲۲±/۷۷ | ۰/۲۹ | ۱/۰۰ | ۰/۷۴ |
| دوقلو داخلی | ۱۱۱/۳۴ ۳۸±/۲۴ | ۱۰۹/۷۱ ۳۱±/۱۹ | ۹۴/۴۵ ۲۶±/۵۳ | ۱/۰۰ | ۰/۱۳ | ۰/۲۱ |
| پهن خارجی | ۷۸/۱۴ ۲۷±/۴۲ | ۸۴/۷۳ ۲۸±/۸۹ | ۷۰/۷۹ ۱۹±/۱۸ | ۰/۹۶ | ۰/۸۰ | ۰/۱۱ |
| پهن داخلی | ۷۵/۵۲ ۲۲±/۲۶ | ۸۴/۸۶ ۲۴±/۹۱ | ۷۵/۶۳ ۱۵±/۷۳ | ۰/۲۸ | ۱/۰۰ | ۰/۲۹ |
| راست رانی | ۷۲/۰۲ ۲۲±/۵۴ | ۹۵/۲۱ ۳۰±/۴۹ | ۷۲/۸۰ ۱۶±/۴۸ | ۰/۰۰* | ۱/۰۰ | ۰/۰۰* |
| دوسر رانی | ۸۷/۳۷ ۳۱±/۵۳ | ۹۱/۱۱ ۲۵±/۰۵ | ۷۹/۵۰ ۲۴±/۱۹ | ۱/۰۰ | ۰/۷۹ | ۰/۳۰ |
| نیم وتری | ۸۱/۹۱ ۲۸±/۳۱ | ۱۰۳/۴۹ ۴۱±/۰۷ | ۸۱/۷۲ ۲۵±/۲۳ | ۰/۰۳* | ۱/۰۰ | ۰/۰۳* |
| سرینی میانی | ۸۹/۸۵ ۶۲±/۱۱ | ۸۴/۴۸ ۳۳±/۱۶ | ۸۲/۲۶ ۲۸±/۹۸ | ۱/۰۰ | ۱/۰۰ | ۱/۰۰ |

به گروه با پای پرونیت کمتر بود (p=۰/۰۳) (جدول ۳).

## بحث

هدف از انجام این پژوهش مقایسه فرکانس عضلات اندام تحتانی طی راه رفتن در افراد دارای اضافه وزن با پای پرونیت با افراد دارای پای پرونیت بدون اضافه وزن و افراد نرمال بود.

یافته‌ها نشان داد فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز پاسخ بارگیری در گروه با پای پرونیت و اضافه وزن نسبت به گروه سالم کاهش معناداری پیدا نموده است. همچنین میانه فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز پاسخ بارگیری در گروه اضافه وزن با پای پرونیت نسبت به گروه پرونیت کمتر بود. فرکانس عضلات چهارسرران طی فاز پاسخ بارگذاری در افراد دارای اضافه وزن با پای پرونیت مشابه افراد سالم بود. از آنجایی که عضلات چهارسران در تولید توان اندام تحتانی برای پیشروی و انتقال بدن نیز نقش مهمی دارند، بنابراین کاهش فعالیت این گروه عضلات ممکن است بر متغیرهای راه رفتن مؤثر باشد (۳۲). در مرحلهٔ تماس و ابتدای مرحلهٔ میداستانس، عضلات چهارسران به صورت اکسنتریک منقبض می‌شوند تا پایین آمدن مرکز جرم بدن را کنترل کنند و در عین حال بارهای تماسی وارد را کاهش دهند (۳۳). بنابراین کاهش توانایی انقباض اکسنتریک، به تغییرات کینماتیکی و کینتیکی در مرحلهٔ تماس پاشنه با زمین منجر می‌شود و در نتیجه جذب شوک در مفصل زانو کاهش می‌یابد (۳۲).

یافته‌ها نشان داد فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی، پهن داخلی، دوسر رانی، و سرینی میانی طی مرحله میانه راه رفتن در گروه با پای پرونیت نسبت به گروه سالم کمتر بود. همچنین فرکانس فعالیت عضله درشت نی قدامی طی مرحله میانه راه رفتن در گروه دارای اضافه وزن با پای پرونیت نسبت به گروه سالم کمتر بود. شواهد نشانگر آن است که در زمان وقوع ناهنجاری اسکلتی-عضلانی در یکی از مفاصل، عضلات سمت تقعر کوتاه و عضلات سمت تحدب کشیده می‌شوند (۳۴و ۳۵). بنابراین تغییر در فرکانس عضلات می‌تواند در افراد دارای اضافه وزن با پای پرونیت به دلیل تغییر در رابطه طول-تنش باشد (۳۶). طبق گزارش های خداویسی و همکاران بیان شد که فعالیت عضله درشت نی قدامی و دوقلوی داخلی، در لحظه تماس پاشنه با زمین درافراد دارای پرونیشن پا بزرگ‌تر از افراد نرمال است (۳۷).

یافته‌ها نشان داد فرکانس فعالیت عضله راست رانی طی مرحله هل‌دادن در گروه با پای پرونیت نسبت به گروه سالم بزرگ تر بود. همچنین فرکانس فعالیت عضله نیم‌وتری طی مرحله هل‌دادن در گروه با پای پرونیت نسبت به گروه سالم بزرگ تر بود. فرکانس فعالیت عضله راست رانی طی مرحله هل‌دادن در گروه دارای اضافه وزن با پای پرونیت نسبت به گروه با پای پرونیت کمتر بود. همچنین فرکانس فعالیت عضله نیم‌وتری طی مرحله هل دادن در گروه دارای اضافه وزن با پای پرونیت نسبت به گروه با پای پرونیت کمتر بود. پژوهش حاضر اولین مطالعه‌ای بود که این مورد را بررسی نمود. گزارش شده است که چاقی با طولانی‌تر شدن مدت



[ Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-07-18 ]

[ DOI: 10.47176/rjms.30.127 ]

زمان فعالیت عضلات چهار سر ران طی راه رفتن مرتبط است (۳۸). در مورد تغییرات الگوی فشار کف‌پایی در بزرگسالان دارای اضافه وزن چند مطالعه وجود دارد و بر این اساس بیشترین میزان فشار کف‌پایی در مقایسه با افراد غیر چاق وجود دارد (۳۹و۴۰). علی‌رغم وجود اختلافات اندک در توزیع این فشار اضافی در زیر پا، اکثر مطالعات نشان داد که افزایش فشار اوج در نواحی پاشنه، پا میانی و متاتارسال در هنگام راه رفتن است (۴۰و ۴۱). با توجه به نتایج پژوهش حا ضر، یکی از علل احتمالی تغییر در الگوی توزیع فشار کف پایی در افراد دارای اضافه وزن، تغییر در فرکانس فعالیت عضلات این افراد طی راه رفتن می‌باشد (۴۲).

## نتیجه‌گیری

فرکانس عضلات چهار سرانی طی فاز پا سخ بارگیری در افراد دارای اضافه وزن با پای پرونیت مشابه افراد سالم بود. بنابراین، می توان بیان نمود که مکانیسم جبرانی در فرکانس عضلات چهار سرانی در افراد دارای اضافه وزن با پای پرونیت جهت کاهش نیروی تماسی رخ نمی‌دهد.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هادی بود که از ان جمله می توان به عدم ثبت داده های کینماتیک حرکت اشاره. نمود. به علاوه در پژوهش حاضر تنها نمونه زن استفاده شد؛ به همین دلیل امکان تعمیم نتایج به گروه مردان نمی‌باشد.

## References


1. Seo HS, Lee SK, Nam SJNr, practice. Factors influencing fast food consumption behaviors of middle-school students in Seoul: an application of theory of planned behaviors. Nutr Res Pract. 2011;5(2):169-78.
2. Azizi F, Hatami H, Janghorbani M. Epidemiology and control of common diseases in Iran. ehran: Eshtiagh Publications. 2000:602-16.
3. Janghorbani M, Amini M, Willett WC, Gouya MM, Delavari A, Alikhani S, et al. First nationwide survey of prevalence of overweight, underweight, and abdominal obesity in Iranian adults. Obesity (Silver Spring). 2007;15(11):2797-808.
4. Graves BW, DeJoy SA, Heath A, Heath A, Pekow P. Maternal body mass index, delivery route, and induction of labor in a midwifery caseload. J Midwifery Womens Health. 2006;51(4):254-9.
5. Kitahara CM, Flint AJ, de Gonzalez AB, Bernstein L, Brotzman M, MacInnis RJ, et al. Association between class III obesity (BMI of 40–59 kg/m2) and mortality: a pooled analysis of 20 prospective studies. PLoS Med. 2014;11(7).
6. Chan RS, Woo JJIjoer, health p. Prevention of overweight and obesity: how effective is the current public health approach. Int J Environ Res Public Health. 2010 Mar;7(3):765–783.
7. Nguyen AD, Shultz SJ. Identifying relationships among lower extremity alignment characteristics. J Athletic Train. 2009;44(5):511-8.
8. Penha PJ, Baldini M, João SMA. Spinal postural alignment variance according To Sex And Age In 7-And 8-Year-Old Children. J Manipul Physiol Ther. 2009;32(2):154-9.
9. 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;8:1-8.
10. Franco AH. Pes cavus and pes planus: analyses and treatment. Phys Ther. 1987;67(5):688-94.
11. Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. Gait Posture. 2002 Jun;15(3):282-91.
12. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. J Biomech. 2016 Jun 14;49(9):1705-1710.
13. Lovell WW, Winter RB, Morrissy RT, Weinstein SL. Lovell and Winter's pediatric orthopaedics: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
14. Videmšek M, Klopčič P, Štihec J, Karpljuk D. The analysis of the arch of the foot in three-year-old children–a case of Ljubljana. Kinesiology. 2006;38(1):78-85.
15. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. J Electromyography Kinesiol. 2018;39:35-41.
16. Van Boerum DH, Sangeorzan B. Biomechanics and pathophysiology of flat foot. Foot Ankle Clin. 2003;8(3):419-30.
17. Jafarnezhadgero A, Majlesi M, Madadi-Shad M. The effects of low arched feet on lower limb joints moment asymmetry during gait in children: A cross sectional study. Foot. 2018;34:63-8.
18. Parker N, Greenhalgh A, Chockalingam N, Dangerfield P. Positional relationship between leg rotation and lumbar spine during quiet standing. Stud




[ Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-07-18 ]

[ DOI: 10.47176/rjms.30.127 ]

Health Technol Inform. 2008;140:231-9.
19. Lin CJ, Lai KA, Kuan TS, Chou YL. Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children. J Pediatr Orthop. 2001;21(3):378-82.
20. Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus: A cross sectional study. PloS One. 2017;12(9.(
21. Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR, Cochrane JL. Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. Med Sci Sports Exerc. 2001;33(7):1176-81.
22. Sarkar A, Sawhney A. Effects of body mass index on biomechanics of adult female foot. MOJ Anat Physiol. 2017;4(1):232-6.
23. Aurichio TR, Rebelatto JR, De Castro AP. The relationship between the body mass index (BMI) and foot posture in elderly people. Arch Gerontol Geriatr. 2011;52(2):e89-e92.
24. Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, Alavi-Mehr SM, Granacher U. The long-term use of foot orthoses affects walking kinematics and kinetics of children with flexible flat feet. PLoS One. 2018; 13(10): e0205187.
25. Jafarnezhadgero A, Sorkhe E, Meamarbashi A. Efficacy of motion control shoes for reducing the frequency response of ground reaction forces in fatigued runners. J Adv Sport Technol. 2019;2(1):8-21.
26. Jafarnezhadgero AA, Sorkhe E, Oliveira AS. Motion-control shoes help maintaining low loading rate levels during fatiguing running in pronated female runners. Gait Posture. 2019;73:65-70.
27. Jafarnezhadgero A, Shad MM, Ferber R. The effect of foot orthoses on joint moment asymmetry in male children with flexible flat feet. J Bodywork Move Ther. 2018;22(1):83-9.
28. Graves B, DeJoy S, Heath A, Pekow P. Maternal body mass index, delivery route, and induction of labor in a midwifery caseload. J Midwifery Womens Health. 2006 Jul-Aug;51(4):254-259.
29. 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. Kinesiology. 2018;39:35-41.
30. Hermens H, Freriks B, Merletti R, Hägg G, Stegman D, Blok J, et al. SENIAM 8: european recommendations for surface electroMyoGraphy roessingh research and development bv. J Electromyogr Kinesiol. 2000 Oct;10(5):361-74.
31. Murley GS, Buldt AK, Trump PJ, Wickham J. Tibialis posterior EMG activity during barefoot walking in people with neutral foot posture. J Electromyogr Kinesiol. 2009 Apr;19(2):e69-77.
32. Parijat P, Lockhart TE. Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. Gait Posture. 2008;28(4):568-73.
33. Tiffany J, Winter N, Bliss G. Tear film stability and tear surface tension. Curr Eye Res. 1989;8(5):507-15.
34. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2004 May;19(4):391-7.
35. Gray EG, Basmajian JV. Electromyography and cinematography of leg and foot (“normal” and flat) during walking. Anat Rec. 1968 May;161(1):1-15.
36. Winter DA. Biomechanics of human movement with applications to the study of human locomotion. Critic Rev Biomed Eng. 1984;9(4):287-314.
37. Khodaveisi H, Sadeghi H, Memar R, Anbarian M .Comparison of selected muscular activity of trunk and lower extremities in young women's walking on supinated, pronated and normal foot. Apunts. Medicina de l'Esport. 2016;51(189):13-9.
38. Amiri P, Hubley-Kozey C, Landry S, Stanish W, Wilson JA. Obesity is associated with prolonged activity of the quadriceps and gastrocnemii during gait. J Electromyography Kinesiol. 2015;25(6):951-8.
39. Gravante G, Russo G, Pomara F, Ridola C. Comparison of ground reaction forces between obese and control young adults during quiet standing on a baropodometric platform. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2003;18(8):780-2.
40. Hills A, Hennig E, McDonald M, Bar-Or O. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. Int J Obes Relat Metab Disord. 2001;25(11):1674-9.
41. Dowling A, Steele J, Baur L. Does obesity influence foot structure and plantar pressure patterns in prepubescent children? Int J Obes Relat Metab Disord. 2001;25(6):845-52.
42. Tsai LC, Yu B, Mercer VS, Gross MT. Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. J Orthop Sports Phys Ther. 2006;36(12):942-53.



[ Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-07-18 ]

[ DOI: 10.47176/rjms.30.127 ]