AUMJ Journal Alborz University of Medical Sciences
Alborz University of Medical Sciences Journal, Autumn 2025, Vol. 14, No 4: 369- 380

Influence of fatigue on mechanical components of impulse and center of pressure in individuals with both obesity and pronated feet during walking and running

Ehsan Fakhri Mirzanag[1]
AmirAli Jafarnezhadgero[1*]
Farhad Rezazadeh[1]
Mahrokh Dehghani[1]
Afsaneh Enteshari-Moghadam[2]

Abstract

Introduction: Obesity is a global health concern that can lead to significant changes in mechanical components in individuals compared to healthy counterparts. This study aimed to investigate the effect of fatigue on the mechanical components of impulse and center of pressure in individuals with obesity and pronated feet during walking and running.

Methods: This was a semi-experimental study involving 31 students from Ardabil Province, divided into two groups: 16 healthy individuals and 15 individuals with obesity and pronated feet. Mechanical values were recorded before and after a fatigue protocol using a force plate device (sampling rate 1000 Hz) during barefoot walking and running. Statistical analysis was conducted using a two-way analysis of variance with repeated measures. The study was approved by the Ethics Committee of the University of Mohaghegh Ardabili (IR.UMA.REC.1403.062).

Results: The effect of group membership on the mechanical values of impulse along the vertical axis ($P < 0.007$), impulse along the anterior-posterior direction ($P < 0.003$), and the center of pressure along the medial-lateral direction showed statistically significant differences between the two groups ($P < 0.029$).

Conclusion: There are significant changes in the mechanical components of impulse along the vertical axis, impulse along the anterior-posterior direction, and the center of pressure along the medial-lateral direction in individuals with obesity and pronated feet during walking and running.

Keywords: Obesity, Pronated Feet, Mechanical Components, Fatigue, Gait Analysis

1. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
2. Department of Internal, Faculty of Medicine Sciences, Ardabil University of Medicine Sciences, Ardabil, Iran

* Corresponding Author:
Amiralijafarnezhad@gmail.com

How to cite this article: Fakhri Mirzanag E, Jafarnezhadgero A, Rezazadeh F, Dehghani M, Enteshari-Moghadam A. Influence of fatigue on mechanical components of impulse and center of pressure in individuals with both obesity and pronated feet during walking and running. Alborz University Medical Journal 2025; 14 (4): 369-380

Copyright © 2025 The Authors. Published by Alborz University of Medical Sciences.
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International license (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/). Non-commercial uses of the work are permitted, provided the original work is properly cited.

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-10-30]

AUMJ Journal
Alborz University of Medical Sciences
نشریه دانشگاه علوم‌پزشکی البرز، پاییز ۱۴۰۴، دوره ۱۴، شماره ۴، صفحه‌های ۳۸۰-۳۶۹

اثر خستگی بر مقادیر مکانیکی ایمپالس و مرکز فشار در افراد چاق با پای پرونیت طی راه رفتن و دویدن

احسان فخری میرزانق[1]
امیرعلی جعفرنژادگرو[1*]
فرهاد رضازاده[1]
ماهرخ دهقانی[1]
افسانه انتشاری مقدم[2]

چکیده

مقدمه: چاقی یک مشکل عمده سلامتی در سراسر جهان است. به نظر می‌رسد خستگی می‌تواند منجر به تغییر معنادار مؤلفه‌های مکانیکی در افراد چاق در مقایسه با افراد سالم گردد؛ بنابراین، هدف از این مطالعه تعیین اثر خستگی بر مقادیر مکانیکی ایمپالس و مقادیر مرکز فشار در افراد چاق با پای پرونیت طی راه‌رفتن و دویدن بود.

روش کار: این تحقیق از نوع نیمه‌تجربی بود. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۳۱ نفر از دانشجویان استان اردبیل بود. که در ۲ گروه ۱۶ نفر سالم و ۱۵ نفر گروه چاق با پای پرونیت تفسیم بندی شدند در طول آزمون مقادیر مکانیکی در هر دو گروه قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی توسط دستگاه صفحه نیروسنج (نرخ نمونه برداری ۱۰۰۰هرتز) طی راه‌رفتن و دویدن با پای برهنه ثبت شد. تجزیه تحلیل آماری با استفاده از آزمون تحلیل واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری انجام شد.

یافته‌ها: اثر عامل گروه بر مقادیر مکانیکی ایمپالس در راستای محور عمودی ($P < ۰/۰۰۷$)، ایمپالس در راستای قدامی – خلفی، ($P < ۰/۰۰۳$) و مقادیر مرکز فشار در راستای داخلی – خارجی از لحاظ آماری تفاوت معناداری در دو گروه نشان داد ($P < ۰/۰۲۹$).

نتیجه‌گیری: تغییر معناداری در مؤلفه‌های مکانیکی ایمپالس در راستای محور عمودی، ایمپالس در راستای قدامی – خلفی و مرکز فشار در راستای داخلی – خارجی در افراد چاق با پای پرونیت طی راه‌رفتن و دویدن به وجود می‌آید.

واژگان کلیدی: چاقی؛ خستگی؛ دویدن، راه‌رفتن

۱. گروه بیومکانیک ورزشی دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲. گروه داخلی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اردبیل، اردبیل، ایران

* نویسنده مسئول:
Amiralijafarnezhad@gmail.com

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-10-30]

مقدمه

چاقی یک مشکل عمده سلامتی در سراسر جهان است که در آن وزن بدن از حالت ایده‌آل خود ۲۰ درصد بیشتر می‌باشد و در دراز مدت کیفیت زندگی انسان را دچار اختلال می‌کند (۱). چاقی ارتباط زیادی دارد با بیماری‌های مزمن نظیر بیماری قلبی–عروقی، سکته، فشار خون، دیابت و سرطان روده بزرگ در نتیجه ۲/۸ میلیون نفر از مرگ و میر در سال با چاقی مرتبط است. بر اساس آمار در کشور برزیل نسبت بزرگسالان با چاقی ۱۸/۹ درصد و اضافه وزن ۵۳/۸ درصد میباشد . علاوه بر این درصد شیوع چاقی در کودکان و جوانان حدود ٤٠ درصد می‌باشد (۲). همچنین چاقی ارتباط بالایی با آسیب‌های اسکلتی–عضلانی مانند کمردرد، استوآتریت و آسیب در اندام تحتانی که مهمترین مسله آن اختلال در عملکرد نواحی پا میباشد (٤ ,۳)این امر به دلیل افزایش فشار وارد شده بر روی پاها به دلیل چاقی می‌باشد. پا به عنوان تکیه‌گاه بدن می‌باشد که ضربات و نیروهای چرخشی وارده به اندام را تضیف می‌کند (۵)، همچنین از طریق انعطاف پذیری و پایداری بدن انسان را طی فعالیت‌های روزه مره کنترل می‌کند (۵). از آنجاییکه پا به عنوان رابط بین اندام تحتانی با سطح زمین می‌باشد چاقی می‌تواند سبب اعمال بارهای اضافی و در نتیجه استرس و استرین گردد. و در نتیجه اندام تحتانی را مستعد آسیب‌های ناشی از بار اضافی می‌نماید (۵). پهنای قسمت فور فوت پاهای آسیایی به نسبت قوس طولی–داخلی بیشتر و پای پرونیت بیشتری را دارا می‌باشند (٦). قسمت ریرفوت به عنوان یک مکانیزم مرکزی و به عنوان یک ساختار مهم طی فاز اتکا بدن انسان را حمایت می‌کند (٦). گزارش شده وقتی مفصل ساب تالار در حالت طبیعی است باید قسمت جلوی پا عمود بر بخش میانی پاشنه پا باشد (۵). بنابرین هر گونه انحراف از این حالت به عنوان ساختار غیرطبیعی که منجر به ایجاد حرکتی غیر نرمالی و در نتیجه اندام را مستعد آسیب‌های طولانی مدت می‌کند (۵).

پای پرونیت با کاهش قوس طولی–داخلی طی تحمل وزن در فعالیت‌های روزمره زندگی مشخص می‌شود. میزان شیوع پای پرونیت از ٤٨ درصد تا ۷۸ درصد در جوانان (۷) و حدود ۲۳–۲درصد در بزرگسالان (۸) گزارش شده است. وجود اینکه پای پرونیت به عنوان یک عامل مهم آسیب‌های مانند عدم تعادل عضلانی و بارهای استرس و استرین در اندام تحتانی می‌باشد، به نظر میرسد واروس قسمت جلوی پا از طریق پرونیشن بیش از حد مفصل ساب تالار جبران می‌شود (۹, ۱۰). پرونیشن بیش از حد پا منجر به پیشرفت آسیب‌های اسکلتی–عضلانی می‌گردد، چند عامل در توسعه پرونیشن بیش از حد پا از قبیل ضعیف شدن عضلات بخش خلفی ساق پا، ضعیف شدن لیگامان‌ها، اضافه وزن، کفپای صاف، زانوی ضربدری، اورشن پاشنه پا و دیگر اختلالات بیومکانیکی در اندام تحتانی مشارکت دارند (۵). با این حال یکی از عوامل اولیه در پیشرفت پرونیشن پا اورشن مفصل سابتالار میباشد، وقتی پاشنه پا اورشن پیدا می‌کند طی تحمل وزن بدن نیروی به قسمت داخلی پا منتقل می‌شود (۱۱). اضافه وزن می‌تواند منجر به پرونیشن پا شود به دلیل اینکه وزن اضافی منجر به اورشن ساب تالار و از بین رفتن قوس طولی–داخلی می‌گردد. گزارش شده بین کفپای صاف و اضافه وزن ارتباطی وجود دارد، به طوریکه وزن بیش از حد منجر به از بین رفتن قوس طولی–داخلی و در نتیجه کف‌پای صاف می‌گردد (۱۲). طی تحمل وزن بدن از بین رفتن قوس طولی–داخلی منجر به چرخش خارجی قسمت جلوی پا می‌گردد. و این نکته در زنان که دامنه حرکتی بیشتری در حرکت پلانترفلکشن در مقایسه با مردان هم سال خود داشتند مهم به نظر می‌رسد (۵). همچنین میزان سفتی در حرکت پلانترفلکشن در مردان در مقایسه با زنان بیشتر بود (۱۳). در نتیجه چاقی میتواند بر پرونیشن پا تاثیر گذار باشد (٥, ١٤).

تجزیه تحلیل داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سه راستا محور عمودی، قدامی–خلفی و داخلی–خارجی می‌تواند اطلاعات مفیدی را در خصوص تاثیر اضافه وزن بر روی عملکرد سیستم اسکلتی–عضلانی قرار بدهد (۱۵). ارتباط بین شاخص توده بدنی و افزایش نیروی عکس‌العمل زمین در هر سه راستا و با توسعه استوآرتریت مفصل زانو گزارش شده است (١٦). استفن و همکاران ۲۰۲۰ در مطالعهای به بررسی تاثیر رژیم غذایی و برنامه‌های تمرینی بر بیومکانیک راه‌رفتن افراد دارای اضافه وزن را بررسی کردند، نتایج نشان داد گروهی که هم برنامه تمرینی و رژیم غذایی داشتند در مقایسه با گروه رژیم غذایی و برنامه تمرینی سرعت راه‌رفتن آنها افزایش پیدا کرد (۱۷). ایمپالس به طور قابل توجهی در گروه رژیم غذایی و رژیم غذایی همراه با تمرین در مقایسه با گروه تمرین کمتر بود (۱۷). فعالیت‌های بدنی طولانی مدت ممکن است منجر به خستگی عضلانی و در نتیجه، عدم توانایی کافی برای مدیریت صحیح ضربه شود. اغلب این فرضیه مطرح می‌شود که آسیب‌های ناشی از دویدن و فرود آمدن، مانند استرس فراکچر[1] اندام تحتانی یا آسیب رباط صلیبی قدامی (۱۸)، (حداقل تا حدی) ناشی از مدیریت ناکافی برخورد ناشی از خستگی عضلات

1.Stress fractur

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-10-30]

هستند. استرس فراکچر و آسیب رباط صلیبی قدامی هر دو آسیب‌های شدیدی هستند و در ورزش‌ها و سایر فعالیت‌های بدنی که شامل دویدن و فرود آمدن هستند، نسبتاً شایع هستند (۱۹). با توجه به ارتباط احتمالی بین خستگی عضلانی و آسیب‌های ناشی از دویدن/فرود، بسیاری از محققان رابطه بین خستگی عضلانی و بارهای وارده به سیستم‌های اسکلتی-عضلانی را که توسط ویژگی‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از تکنیک‌های تجربی یا مدل‌سازی نشان داده شده است، مورد مطالعه قرار داده‌اند. مطالعات متنوعی متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین (از جمله اوج نیروی عکس‌العمل زمین در هنگام ضربه و نرخ بارگذاری) را بین شرایط قبل و بعد از خستگی در حین دویدن و/یا فرود آمدن مقایسه کرده‌اند (۲۰). اکثریت قریب به اتفاق مطالعاتی که اثرات خستگی بر مقادیر نیروی عکس‌العمل زمین را بررسی کرده‌اند، در ۵ سال گذشته منتشر شده‌اند. نکته قابل توجه‌تر این است که تعداد مقالاتی در سال‌های ۲۰۱۱-۲۰۱۰ به طور قابل توجهی افزایش یافته است، که نشان می‌دهد علاقه به این موضوع رو به افزایش است. این مطالعات نتایج متناقضی به همراه داشته‌اند. در حالی که برخی از محققان دریافته‌اند که نیروی عکس‌العمل زمین با خستگی کاهش می‌یابد (۲۱, ۲۲)برخی دیگر هیچ تغییر قابل توجهی نیافته‌اند (۲۳, ۲۴). یا حتی افزایشی را مشاهده نکرده‌اند. (۲۵, ۲۶). بنابراین، مشخص نیست که چگونه مقادیر نیروی عکس‌العمل زمین در افراد چاق با پای پرونیت با خستگی عضلانی تغییر می‌کند. بنابرین با در نظر گرفتن مطالب فوق هدف از پژوهش حاضر اثر خستگی بر مقادیر مکانیکی ایمپالس و مرکز فشار در افراد چاق با پای پرونیت طی راه رفتن و دویدن بود.

روش کار

این تحقیق از نوع نیمه‌تجربی است. جهت تعیین تعداد نمونه از نرم‌افزار G*Power استفاده شد. پارامترهای محاسباتی در این نرمافزار برای آنالیز توان آماری ۰/۰۵ (خطای نوع I) و ۰/۲۰ (خطای نوع II)، یعنی ۰/۸ مشخص شد. همچنین با استفاده از پیش آزمون و پس آزمون ضریب همبستگی ۰/۵ و اندازه اثر ۰/۸ برای دویدن و راه رفتن در نظر گرفته شد. در نتیجه، ۳۰ شرکت‌کننده در هر گروه برای مشاهده تعاملات بزرگ گروه به زمان برای پژوهش حاضر در نظر گرفته شد. در ادامه نمونه آماری پژوهش حاضر ۳۱ نفر از دانشجویان استان اردبیل که دو گروه سالم ۱۶ نفر و گروه افراد چاق با پای پرونیت ۱۵ نفر را تشکیل دادند. جهت شرکت در پژوهش از آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی دریافت گردید و تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود.

معیارهای خروج از پژوهش حاضر شامل اختلالات اسکلتی - عضلانی به‌غیراز پای پرونیت، فشارخون بالا، دیابت، یا هرگونه شرایط پزشکی شناخته شده دیگر، مانند استفاده از داروهای بی‌اشتهایی یا جراحی برای کاهش وزن، استفاده از داروهای تجویزی، از جمله مکمل‌های غذایی و سیگارکشیدن خواهد بود. همچنین تمامی شرکت‌کنندگان قبل از شروع این مطالعه توضیحات شفاهی در مورد نحوه اجرای آزمون‌ها آموزش دیدند.

پژوهش حاضر توسط کمیته اخلاقی دانشگاه محقق اردبیلی با کد IR.UMA.REC.۱۴۰۳,۰۶۲تصویب شد. این مطالعه با کد کارآزمایی بالینی IRCT۲۰۱۷۰۸۰۶۰۳۵۵۱vN۷ در مرکز کارآزمایی ایران به ثبت رسیده است، که در سال ۱۴۰۳ در دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد.

از تفاوت افت استخوان ناوی جهت تشخیص پای پرونیت آزمودنی‌ها استفاده شد. به طوریکه از آزمودنی خواسته شد روی صندلی نشسته و پای خود را در حالت بی‌وزنی قرار دهد. در این حالت فاصله بین برجستگی استخوان ناوی تا سطح زمین اندازه‌گیری شد. سپس از آزمودنی خواسته شد در حالت ایستاده قرار گیرد و وزن خود را روی دو پا به طور مساوی تقسیم کند. در این حالت نیز ارتفاع استخوان ناوی تا کف‌پا اندازه‌گیری شد. درصورتی که اختلاف اندازه این دو حالت بین ۵-۱۰ میلیمتر باشد، فرد دارای پای طبیعی و اگر از ۱۰ میلیمتر بیشتر باشد فرد دارای پای پرونیت است (۲۷, ۲۸). همچنین از شاخص ۶ گانه اندازه‌گیری پا به طوریکه از شرکتکنندگان خواسته شد در حالت آناتومیکی به طوریکه دست‌ها کنار بدن آویزان و با کمترین انقباض عضلانی جلو را نگاه کنند استفاده شد (۲۹).۶ معیار اندازه‌گیری شاخص پا شامل: لمس استخوان تالوس، انحنای داخلی و خارجی مفصل مچ‌پا، موقعیت قرارگیری استخوان پاشنه در صفحه فرونتال، برآمدگی ناحیه مفصل تالوناویکولار، اختلاف قوس طولی داخلی طی تحمل وزن، آبداکشن و آداکشن قسمت فور فوت از قسمت ریر فوت به طوریکه هر معیار در مقیاسی بین - تا ۲+ نمره‌گذاری می‌شود، وقتی که مقایس بین ۰ تا ۵ باشد، پا نرمال در نظر گرفته شد و از ۶ تا ۱۲+ به عنوان پای پرونیت بود (۳۰).

پروتکل خستگی

پروتکل خستگی از طریق تردمیل پیشرفته مدل (Horizon Fitness, Omega GT, USA) بدون شیب اجرا شد. در هنگام شروع پروتکل خستگی شرکت‌کنندگان با سرعت ۶ کیلومتر در ساعت راه رفتند و

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-10-30]

سرعت تردمیل هر ۲ دقیقه یک کیلومتر در ساعت افزایش یافت. از طریق مقیاسی ادراکی بورگ (۲۰-۶) به منظور مشخص نمودن اوج خستگی شرکت‌کنندگان استفاده شد (۳۱). هنگامی که شرکت‌کنندگان ادراک ۱۳ یا بالاتر را در مقیاس بورگ گزارش دادند، سرعت تردمیل ثابت شد تا اجازه دویدن در حالت ثابت به آنها داده شود. طی دویدن در حالت پایدار، امتیاز تلاش درک شده هر ۳۰ ثانیه ارزیابی شد و پروتکل خستگی پس از دو دقیقه دویدن در حالت پایدار بیش از ۱۷ در مقیاس ٦ تا ۲۰ بورگ یا ۸۰٪ حداکثر ضربان قلب به پایان رسید (۳۲). بعد از اتمام پروتکل خستگی از شرکتکنندگان خواسته شد، مجددا پروتکل دویدن و راه رفتن با سرعت مشخص تعیین شده با تکرار تلاش ۳ بار روی صفحه نیرو را اجرا کنند.

نیروی عکس‌العمل زمین

داده‌های کینتیکی مطابق با مطالعات قبلی پردازش شد (۳۴ ,۳۳)به طوریکه، مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین با فیلتر پایین گذر ۲۰ هرتز هموار شدند (فیلتر درجه چهارم باترورث). به این ترتیب که لحظه تماس پاشنه پا توسط اولین نقطه داده نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بالاتر از ۲۰ نیوتن و لحظه جدا شدن پنجه پا از آخرین نقطه داده نیروی عمودی عکس‌العمل زمین کمتر از ۲۰ نیوتن تعیین شد. اندازه‌گیری مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستای محور عمودی، قدامی-خلفی، داخلی-خارجی، ایمپالس و مقادیر مرکز فشار از مهمترین متغیرهای کینتیکی مرتبط با الگوهای آسیب‌های اسکلتی-عضلانی طی راه رفتن با سرعت ثابت ۱/۰۱ متر بر ثانیه و دویدن با سرعت ثابت ۳/۰۲ متر بر ثانیه طی پیش آزمون و پس آزمون قبل و بعد از پروتکل خستگی اندازه‌گیری بود (۳۳). ما اولین اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (FzHC) را از دادههای نیروهای عکس‌العمل زمین عمودی استخراج نمودیم (۳۳). اوج مثبت (FxHC) از منحنی داخلی- خارجی، که درست بعد از ضربه پاشنه رخ می‌دهد، محاسبه نمودیم، این متغیرها بر اساس تحقیقات قبلی در مورد نیروهای عکس‌العمل زمین طی اجرا به عنوان یکی از پارامترهای مهم انتخاب شدند (e۳٦,۳۵<. دامنه نیروهای عکس‌العمل زمین به وزن بدن (BW) نرمال شد.

ایمپالس به شرح زیر محاسبه شد:

$$\text{Impulse} = \Delta t\left(\left(\frac{F1 + Fn}{2}\right) + \sum_{i=2}^{n-1} Fi\right)$$

در این معادله، Δt برابر مدت‌زمان فرود، F۱ برابر فریم اولیه نیرو، Fn برابر با آخرین فریم نیرو و Fi نشاندهنده میزان نیرو در شماره فریم i است.

تحلیل آماری

تمام تحلیل‌ها توسط نرم‌افزار SPSS نسخه ۲٦ انجام شد. برای بررسی نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیروویلک استفاده شد. جهت تحلیل آماری داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. همچنین از آزمون ماچلی (Mauchly)جهت همسانی واریانس‌ها و کوواریانس‌ها با سطح معناداری۰/۰۵ < P استفاده شد. همچنین سطح معناداری برای تمام متغیرها بزرگتر ۰/۰۵ بود. از آزمون بونفورنی به عنوان تست تعقیبی استفاده شد. جهت مقایسه مشخصات دموگرافیک دو گروه طی پیش آزمون از آزمون تی مستقل استفاده شد.

یافته‌ها

مطابق جدول ۱، نتایج آزمون تی مستقل نشان داد، هیچ تفاوت معناداری بین مشخصات دموگرافیگ سن و قد در گروه‌ها وجود ندارد. همچنین نتایج از لحاظ آماری تفاوت معناداری در مشخصات آنتروپومتریک وزن و افت استخوان ناوی را در دو گروه نشان داد (P=<۰/۰۰۱).

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد مشخصات آنتروپومتریک در دو گروه سالم و افراد چاق

مشخصات	گروه سالم	گروه چاق	سطح معناداری
سن (سال)	۲۳/٤±۰/۸۲	۲۳/۸±۰/۹۱	۰/۱٥٤
قد (متر)	۱/۷۷±۰/۲٤	۱/۷۹±۰/۰٤	۰/۱۰٦
وزن (کیلوگرم)	۷٦/۹±٥/۳٥	۱۱۷/٦۱±۱٦/٦۹	<۰/۰۰۱
شاخص توده بدنی (کیلوگرم/ متر ۲)	۲٤/٦۱±۱/۱۸	۳٥/۹۲±٤/۲۳	<۰/۰۰۱
افت استخوان ناوی (میلیمتر)	۷/۳۳±۰/٦۱	۱۱/٦±۰/۷۹	<۰/۰۰۱

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-10-30]

جدول ۲، اثر عامل خستگی بر مقادیر مکانیکی ایمپالس در راستای عمودی، ایمپالس در راستای قدامی–خلفی، ایمپالس در راستای داخلی–خارجی، مرکز فشار در راستای داخلی–خارجی و مرکز فشار در راستای قدامی–خلفی طی راهرفتن از لحاظ آماری تفاوت معناداری مشاهده نشد (P >۰/۰۵).

اثر عامل گروه بر مؤلفه مکانیکی ایمپالس در راستای محور عمودی از لحاظ آماری تفاوت معناداری مشاهده شد (P < ۰/۰۰۵). به‌طوری‌که مقایسه جفتی نتایج نشان‌دهنده کاهش معناداری ایمپالس در راستای محور عمودی در گروه افراد چاق با پای پرونیت در مقایسه با گروه سالم طی راهرفتن بود. همچنین از لحاظ آماری در دیگر مؤلفه‌های مکانیکی تفاوت معناداری در دو گروه طی راهرفتن مشاهده نشد.

اثر تعاملی خستگی و گروه بر مقادیر مکانیکی ایمپالس در راستای عمودی، ایمپالس در راستای قدامی – خلفی، ایمپالس در راستای داخلی – خارجی، مرکز فشار در راستای داخلی – خارجی و مرکز فشار در راستای قدامی – خلفی طی راهرفتن از لحاظ آماری تفاوت معناداری طی راهرفتن مشاهده نشد (P > ۰/۰۵).

مؤلفه‌های مکانیکی	گروه سالم		گروه افراد چاق با پای پرونیت		اثر عامل خستگی (اندازه اثر) سطح معناداری	اثر عاملی گروه (اندازه اثر) سطح معناداری	اثر تعاملی خستگی و گروه (اندازه اثر) سطح معناداری
	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی			
ایمپالس عمودی (نیوتن * ثانیه/ جرم بدن)	٦٤/٧٧±١٣/٢	٦١/٧٢±١٠/٨٢	٥٣/٣٨±٧/٩٧	٥٢/٧±٧/٨١	*(۰/۰۸۹)۰/۱۰۳	۰/۰۰۵ *(۰/۲٤٤)	(۰/۱۰۳)۰/۰۸۹
ایمپالس قدامی – خلفی (نیوتن * ثانیه/ جرم بدن)	٨/٧٣±٧/١٨	٧/٦±٠/٨٦	٦/٤٤±١/٤٨	٦/٦٦±١/٦٣	(۰/۰۲۰)۰/٤٤٤	(۰/۰۵۷)۰/۱۹۷	(۰/۰۳۵)۰/۳۱۵
ایمپالس داخلی – خارجی (نیوتن * ثانیه/ جرم بدن)	٤/١١±٢/٣٥	٣/٢٣±٠/٩٩	٣/١٧±٠/٨٩	٣/٤٨±٢/٤٨	(۰/۰۱۷)۰/٤٧٩	(۰/۰۱٤)۰/۵۲۱	(۰/۰۷٦)۰/۱۳٤
مرکز فشار در راستای داخلی – خارجی (متر)	۰/۰۹±۰/۱۱	۰/۰۷±۲۰/۰٤	۰/۰۵±۰/۰۱	۰/۰٦±۰/۰۳	(۰/۰۲۳)۰/٤۱٦	(۰/۰۳۹)۰/۲۸۹	(۰/۰٦۹)۰/۱۵٤
مرکز فشار در راستای قدامی – خلفی (متر)	۰/۳٤±۰/۳٤	۰/۲۷±۰/۰٤	۰/۲٦±۰/۰۲	۰/۲٦±۰/۰۳	(۰/۰۲۵)۰/۳۹۵	(۰/۰۳۱)۰/۳٤۱	(۰/۰۲۰)۰/٤٤۷

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد مقادیر مکانیکی ایمپالس و مرکز فشار قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی در دو گروه سالم و چاق طی راهرفتن

*سطح معناداری P < ۰/۰۵

جدول ۳، اثر عامل خستگی بر مقادیر مکانیکی ایمپالس در راستای عمودی، ایمپالس در راستای قدامی–خلفی، ایمپالس در راستای داخلی–خارجی، مرکز فشار در راستای داخلی–خارجی و مرکز فشار در راستای قدامی–خلفی طی دویدن از لحاظ آماری تفاوت معناداری نشان نداد.

اثر عامل گروه بر مؤلفه مکانیکی ایمپالس در راستای محور عمودی (P < ۰/۰۰۷)، ایمپالس در راستای قدامی – خلفی (P<۰/۰۰۵) و مقادیر مرکز فشار در راستای داخلی – خارجی (P < ۰/۰۲۹) از لحاظ آماری تفاوت معناداری در دو گروه نشان داد به‌طوری‌که مقایسه جفتی نتایج

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-10-30]

نشان‌دهنده کاهش معناداری ایمپالس در راستای محور عمودی، ایمپالس در راستای قدامی – خلفی و مرکز فشار در راستای داخلی – خارجی در گروه افراد چاق با پای پرونیت در مقایسه با گروه سالم طی دویدن بود. همچنین از لحاظ آماری در دیگر مؤلفه‌های مکانیکی تفاوت معناداری در دو گروه طی دویدن مشاهده نشد.

اثر تعاملی خستگی و گروه بر مقادیر مکانیکی ایمپالس در راستای عمودی، ایمپالس در راستای قدامی – خلفی، ایمپالس در راستای داخلی – خارجی، مرکز فشار در راستای داخلی – خارجی و مرکز فشار در راستای قدامی – خلفی طی دویدن از لحاظ آماری تفاوت معناداری نشان نداد.

مقادیر مکانیکی	گروه سالم		گروه افراد چاق با پای پرونیت		اثر عامل خستگی (اندازه اثر) سطح معناداری	اثر عاملی گروه (اندازه اثر) سطح معناداری	اثر تعاملی خستگی و گروه (اندازه اثر) سطح معناداری
	قبل از خستگی	بعد از خستگی	قبل از خستگی	بعد از خستگی			
ایمپالس عمودی (نیوتن * ثانیه/ جرم بدن)	۴۳/۵۹±۱۰/۲۹	۴۳/۲۴±۸/۳۶	۳۵/۲۷±۴/۹۸	۳۶/۷۴±۴/۵۱	(۰/۰۱۵)۰/۵۰۹	*(۰/۲۲۳) ۰/۰۰۷	(۰/۰۳۹)۰/۲۸۴
ایمپالس قدامی – خلفی (نیوتن * ثانیه/ جرم بدن)	۴/۲۴±۱/۲	۴/۴۴±۰/۸۸	۳/۳۸±۰/۶۲	۳/۶۵±۰/۷۵	(۰/۰۶۵)۰/۱۶۷	*(۰/۲۶۷)۰/۰۰۳	(۰/۰۰۲)۰/۸۲۸
ایمپالس داخلی – خارجی (نیوتن * ثانیه/ جرم بدن)	۱/۹۵±۱/۱	۱/۹۷±۰/۸۲	۱/۷۳±۰/۶۸	۲/۲۴±۲/۲۴	(۰/۰۲۳)۰/۴۱۸	(۰/۰۰۰)۰/۹۴۱	(۰/۰۲۰)۰/۴۵۱
مرکز فشار در راستای داخلی – خارجی (متر)	۰/۰۸±۰/۰۶	۰/۰۶±۰/۰۳	۰/۰۴±۰/۰۱	۰/۰۵±۰/۰۱	(۰/۰۶)۰/۱۸۶	*(۰/۱۵۳)۰/۰۲۹	(۰/۰۹۳)۰/۰۹۶
مرکز فشار در راستای قدامی – خلفی (متر)	۰/۲۴±۰/۰۶	۰/۲۴±۰/۰۵	۰/۲۳±۰/۰۴	۰/۲۳±۰/۰۵	(۰/۰۰۰)۰/۹۳۰	(۰/۰۰۹)۰/۶۱۵	(۰/۰۰۰)۰/۹۲۰

جدول ۳: میانگین و انحراف استاندارد مقادیر مکانیکی ایمپالس و مرکز فشار قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی در دو گروه سالم و چاق طی دویدن

*سطح معناداری $P < ۰/۰۵$

بحث

هدف از این مطالعه تعیین اثر خستگی بر مقادیر مکانیکی ایمپالس و مقادیر مرکز فشار در افراد چاق با پای پرونیت طی راه‌رفتن و دویدن بود. نتایج نشان داد، اثر عامل خستگی بر مقادیر مکانیکی ایمپالس در راستای عمودی، ایمپالس در راستای قدامی – خلفی، ایمپالس در راستای داخلی – خارجی، مرکز فشار در راستای داخلی – خارجی و مرکز فشار در راستای قدامی – خلفی طی راهرفتن از لحاظ آماری تفاوت معناداری وجود ندارد. یکی از متغیرهای ضروری مشتق شده از منحنی نیرو – زمان، ایمپالس است (۳۷). از نظر بیومکانیکی، متغیر ایمپالس بخش بزرگی از سطح زیر منحنی نیرو–زمان را پوشش می‌دهد، بنابراین انتظار می‌رود که تأثیر قابل‌توجهی بر روی تمام متغیرهای منحنی به دست آمده از نیرو داشته باشد. آنها دریافتند در راستای یافتههای پژوهش حاضر سانگ و همکاران ۲۰۱۳ در مطالعهای به بررسی تأثیر چاقی بر توزیع الگوی فشار کفپایی در کودکان پیش از بلوغ طی راه رفتن پرداختند. نتایج نشان داد که افراد چاق

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-10-30]

دارای ایمپالس نسبی بیشتری طی تماس با صفحه نبرو در قسمت میانی در پای چپ بودند. همچنین در گروه چاق در تعادل پا در مرحله میانه اتکا و هل دادن و در میزان پرونیشن در مراحل میانه اتکا و هل دادن بین پای چپ و راست در گروه چاق تفاوت معناداری وجود داشت. در نتیجه، کودکان چاق در مقایسه با کودکان غیر چاق، ثبات راه رفتن ضعیف تری با الگوی پای صافتر و تغییرات توزیع فشار کف‌پایی بیشتر در مقایسه با گروه سالم دارند (۳۸).

ازآنجایی‌که متغیر ایمپالس نشانی از بار تجمعی وارده بر اندام در کل فاز اتکا ارائه می‌کنند (۳۹) به طوریکه گزارش شده است ایمپالس بیشتر طی حرکت نزدیک کردن مفصل زانو با از دست دادن بیشتر غضروف بخش داخلی استخوان درشتنی در یک دوره ۱ ساله همراه بوده است (٤٠).

اثر عامل گروه بر مولفه مکانیکی ایمپالس در راستای محور عمودی از لحاظ آماری تفاوت معناداری نشان داد. به طوری که مقایسه جفتی نتایج نشان دهنده کاهش معناداری ایمپالس در راستای محور عمودی در گروه افراد چاق با پای پرونیت در مقایسه با گروه سالم طی راهرفتن بود. همچنین اثر عامل گروه بر مولفه مکانیکی ایمپالس در راستای محور عمودی، ایمپالس در راستای قدامی–خلفی، و مقادیر مرکز فشار در راستای داخلی–خارجی از لحاظ آماری تفاوت معناداری در دو گروه نشان داد به طوری که مقایسه جفتی نتایج نشان دهنده کاهش معناداری ایمپالس در راستای محور عمودی، ایمپالس در راستای قدامی–خلفی و مرکز فشار در راستای داخلی–خارجی در گروه افراد چاق با پای پرونیت در مقایسه با گروه سالم طی دویدن بود. در راستای یافتههای پژوهش حاضر میلن و همکاران ۲۰۱۸ در پژوهشی به بررسی تنظیم سرعت راه رفتن و طول گام بر نیروهای تماسی وارده بر مفصل زانو در بزرگسالان چاق در مقایسه با افراد سالم پرداختند. نتایج اوج ایمپالس مفصل تیبیوفمورال و ایمپالس زاویه‌ای ادداکشن مفصل زانو طی شرایط کاهش طول گام در بزرگسالان با وزن سالم و افراد دارای چاق به طور معنادار طی راهرفتن کاهش یافت (٤١) در مطالعه‌ای دیگر درصد کاهش ایمپالس در مفاصل همراه با کاهش نیروهای وارده به مفاصل طی راه رفتن در سر بالایی در افراد سالم در مقایسه با افراد چاق گزارش شده است (٤٢)

این مطالعه دارای چند محدودیت است که باید موردبحث قرار گیرد. پژوهش حاضر بر روی جامعه آماری مردان انجام شد، به همین دلیل نتایج این مطالعه مختص جمعیت مورد بررسی است. براین اساس، آنها را نمی‌توان به نمونه‌های دیگر منتقل نمود. در این زمینه تحقیق بیشتری موردنیاز است، همچنین ما فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی و فوقانی را در این مطالعه ثبت نکردیم، براین‌اساس، ما نمی‌دانیم عضلات اندام تحتانی و فوقانی چگونه به شرایط مختلف طی راه‌رفتن و دویدن در این افراد واکنش نشان میدهد، این باید در تحقیقات آینده انجام شود.

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد تغییر معناداری در مؤلفه‌های مکانیکی ایمپالس در راستای محور عمودی، ایمپالس در راستای قدامی – خلفی و مرکز فشار در راستای داخلی –خارجی در افراد چاق با پای پرونیت طی راهرفتن و دویدن به وجود می‌آید.

اعلان‌ها

تقدیر و تشکر: نویسندگان بر خود لازم می‌دانند که از تمامی شرکتکنندگان که در این پژوهش ما را همراهی نمودند، تشکر و قدردانی نمایند.

حمایت مالی: این تحقیق هیچ‌گونه کمک مالی از سازمان‌های تأمین مالی در بخش‌های عمومی، تجاری یا غیرانتفاعی دریافت نکرد.

تعارض منافع: نویسندگان اظهار داشتند تعارض منافعی وجود ندارد.

ملاحظات اخلاقی: پیش از ورود دانشجویان به مطالعه، ضمن بیان اهداف مطالعه، از آنها رضایت آگاهانه جهت شرکت در مطالعه دریافت شد. در انجام پژوهش، اصول اعلامیه هلسینکی و ضوابط اخلاق پزشکی رعایت شده است همچنین، کد اخلاق به شناسه (IR.UMA.REC.١٤٠٣,٠٦٢) توسط کمیته اخلاق دانشگاه محقق اردبیلی تأیید گردید.

استفاده از هوش مصنوعی: همچنین در پژوهش حاضر از هوش مصنوعی استفاده نشده است.

مشارکت نویسندگان: مفهوم‌سازی و طراحی مطالعه: امیر علی جعفرنژاد گرو، احسان فخری میرزانق، ماهرخ دهقانی؛ کسب، تحلیل و تفسیر داده‌ها: احسان فخری میرزانق، افسانه انتشاری–مقدم؛ تهیه پیش‌نویس دست‌نوشته: امیرعلی جعفرنژادگرو،ماهرخ دهقانی، فرهاد رضازاده؛ بازبینی نقادانه دست‌نوشته برای محتوای فکری مهم: امیر علی جعفرنژاد گرو، احسان فخری میرزانق، فرهاد رضازاده؛ تحلیل آماری: امیرعلی جعفرنژادگرو، احسان فخری میرزانق، افسانه انتشاری–مقدم

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-10-30]

References

1. Basto-Abreu A, Torres-Alvarez R, Barrientos-Gutierrez T, Pereda P, Duran AC. Estimated reduction in obesity prevalence and costs of a 20% and 30% ad valorem excise tax to sugar-sweetened beverages in Brazil: A modeling study. PLoS medicine. 2024;21(7):e1004399.
2. Emmerich SD, Fryar CD, Stierman B, Ogden CL. Obesity and severe obesity prevalence in adults: United States, August 2021–August 2023. 2024.
3. Farahani F, Rodriguez JA, Wukich DK, Zide JR, Riccio AI. Obesity increases risk for wound complications after pediatric foot surgery: a retrospective cohort review using the NSQIP-pediatric database. Journal of Pediatric Orthopaedics. 2024;44(2):117-23.
4. Lu V, Chen X, Thahir A, Krkovic M. Open injuries and obesity as emerging risk factors for vascular injury in knee dislocations: A retrospective study. The Knee. 2024;46:34-40.
5. Sarkar A, Sawhney AJMA, Physiology. Effects of body mass index on biomechanics of adult female foot. 2017;4(1):232-6.
6. Hennig EMJIWLPL. The human foot during locomotion-Applied research for footwear. 2002;10.
7. Chen K-C, Tung L-C, Tung C-H, Yeh C-J, Yang J-F, Wang C-HJRidd. An investigation of the factors affecting flatfoot in children with delayed motor development. 2014;35(3):639-45.
8. Dunn J, Link C, Felson D, Crincoli M, Keysor J, McKinlay JJAjoe. Prevalence of foot and ankle conditions in a multiethnic community sample of older adults. 2004;159(5):491-8.
9. Ross JA, Abrams SH, Barlow SE, Klish WJ, Wong WW. Abnormal Foot Morphology Among Children with Obesity and the Potential Implications for Public Health. Exercise, Sport, and Movement. 2025;3(4):e00053.
10. Low LY, McAuley N, Memon A. Obesity and Foot and Ankle Disorders. Musculoskeletal Disease and Obesity: Multi-disciplinary Interventions: Springer; 2024. p. 93-9.
11. Senanayake K, Jayalath L. Effects of obesity on foot outcomes and quality of life in women with plantar fasciitis. Sri Lanka Journal of Physiotherapy and Rehabilitation Sciences. 2025;1(1).
12. Van Schie CHJW. The effect of arch height and body mass on plantar pressure. 2000;12:88-95.
13. Shen X, Wang S, Chen J, Li J, Li C, Xiang R, et al. Inter-rater reliability and test-retest reliability of the foot posture index (FPI-6) for assessing static foot posture in elderly female patients with knee osteoarthritis and its association with quadriceps muscle tone and stiffness. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2024;12:1385986.
14. Stovitz SD, Coetzee JCJTP, Sportsmedicine. Hyperpronation and foot pain: steps toward pain-free feet. 2004;32(8):19-26.
15. de Castro MP, Abreu SC, Sousa H, Machado L, Santos R, Vilas-Boas JPJRqfE, et al. In-shoe plantar pressures and ground reaction forces during overweight adults' overground walking. 2014;85(2):188-97.
16. Bjornsen E, Berkoff D, Blackburn JT, Davis‐Wilson H, Evans‐Pickett A, Franz JR, et al. Sustained Limb□ Level loading: a ground reaction force phenotype common to individuals at high risk for and those with knee osteoarthritis. Arthritis & Rheumatology. 2024;76(4):566-76.
17. Messier SP, Beavers DP, Mihalko SL, Miller GD, Lyles MF, Hunter DJ, et al. The effects of intensive dietary weight loss and exercise on gait in overweight and obese adults with knee osteoarthritis. The Intensive Diet and Exercise for Arthritis (IDEA) trial. 2020;98:109477.
18. McLean SG, Samorezov JE. Fatigue-induced ACL injury risk stems from a degradation in central control. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2009;41(8):1661-72.
19. Zadpoor AA, Nikooyan AA. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. Clinical

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-10-30]

biomechanics. 2011;26(1):23-8.

20. Nikooyan AA, Zadpoor AA. Effects of muscle fatigue on the ground reaction force and soft-tissue vibrations during running: a model study. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2011;59(3):797-804.
21. McNeal JR, Sands WA, Stone MH. Effects of fatigue on kinetic and kinematic variables during a 60-second repeated jumps test. International journal of sports physiology and performance. 2010;5(2):218-29.
22. Gerlach KE, White SC, Burton HW, Dorn JM, Leddy JJ, Horvath PJ. Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. Medicine and science in sports and exercise. 2005;37(4):657-63.
23. Edwards S, Steele JR, McGhee D. Does a drop landing represent a whole skill landing and is this moderated by fatigue? Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. 2010;20(3):516-23.
24. Slawinski J, Heubert R, Quievre J, Billat V, Hannon C. Changes in spring-mass model parameters and energy cost during track running to exhaustion. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2008;22(3):930-6.
25. Brazen DM, Todd MK, Ambegaonkar JP, Wunderlich R, Peterson C. The effect of fatigue on landing biomechanics in single-leg drop landings. Clinical journal of sport medicine. 2010;20(4):286-92.
26. Santamaria LJ, Webster KE. The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: a systematic review. Journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2010;40(8):464-73.
27. Kirmizi M, Cakiroglu MA, Sengul YS, Elvan A, Simsek IE, Angin SJJotAPMA. Investigation of the relationships among clinical measures of foot posture in individuals with and without pronated foot. 2021;111(6).
28. Alahmri F, Alsaadi S, Ahsan MJTMjomsM. Comparison of 3d hip joint kinematics in people with asymptomatic pronation of the foot and non-pronation controls. 2021;28(3):77.
29. Sánchez-Rodríguez R, Valle-Estévez S, Fraile-García PA, Martínez-Nova A, Gómez-Martín B, Escamilla-Martínez EJIJoER, et al. Modification of pronated foot posture after a program of therapeutic exercises. 2020;17(22):8406.
30. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RAJCb. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. 2006;21(1):89-98.
31. Borg G. Borg's perceived exertion and pain scales: Human kinetics; 1998.
32. Koblbauer IF, van Schooten KS, Verhagen EA, van Dieën JH. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. Journal of science and medicine in sport. 2014;17(4):419-24.
33. 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.
34. Jafarnezhadgero AA, Jahangirpour A, Parsa H, Sajedi H, Granacher U, Souza Oliveira AJSm-o. The impact of excessive body weight and foot pronation on running kinetics: a cross-sectional study. 2023;9(1):116.
35. Ito A, Seki H, Sujino A, Nagura T, Yokoyama Y, Yamada M, et al. Simultaneous quantification of lower limb skeletal posture and ground reaction forces using upright computed tomography: Potential implications for osteoarthritis assessment and treatment. Journal of Biomechanics. 2025;183:112630.
36. Wolff C, Warmerdam E, Dahmen T, Pohlemann T, Slusallek P, Ganse B. New parameters based on ground reaction forces for monitoring rehabilitation following tibial fractures and assessment of heavily altered gait. Sensors. 2025;25(8):2475.
37. Mizuguchi S, Sands WA, Wassinger CA, Lamont HS, Stone MH. A new approach to determining net impulse and identification of its characteristics in countermovement jumping: Reliability and validity. Sports biomechanics. 2015;14(2):258-72.

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-10-30]

38. Yan S-h, Zhang K, Tan G-q, Yang J, Liu Z-c. Effects of obesity on dynamic plantar pressure distribution in Chinese prepubescent children during walking. Gait & posture. 2013;37(1):37-42.
39. Jackson B, Gordon KE, Chang AH. Immediate and short-term effects of real-time knee adduction moment feedback on the peak and cumulative knee load during walking. Journal of Orthopaedic Research®. 2018;36(1):397-404.
40. Bennell KL, Bowles K-A, Wang Y, Cicuttini F, Davies-Tuck M, Hinman RS. Higher dynamic medial knee load predicts greater cartilage loss over 12 months in medial knee osteoarthritis. Annals of the rheumatic diseases. 2011;70(10):1770-4.
41. Milner CE, Meardon SA, Hawkins JL, Willson JD. Walking velocity and step length adjustments affect knee joint contact forces in healthy weight and obese adults. Journal of Orthopaedic Research®. 2018;36(10):2679-86.
42. Haight DJ, Lerner ZF, Board WJ, Browning RC. A comparison of slow, uphill and fast, level walking on lower extremity biomechanics and tibiofemoral joint loading in obese and nonobese adults. Journal of Orthopaedic Research. 2014;32(2):324-30.

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-10-30]