



Effect of Fatigue on Mechanical Values of Impulse and Center of Pressure in Obese Male Students with Pronated Feet During a Landing Maneuver

Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D)^{*1}  , Ehsan Fakhri Mirzanag (M.Sc)²  , Farhad Rezazadeh (Ph.D)³  

¹ Professor, Department of Sport Biomechanics, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. ² Ph.D Candidate in Sport Biomechanics, Department of Sport Biomechanics, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. ³ Assistant Professor, Department of Sport Injuries, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Research Article

Abstract

Background and Objective: Obesity is a major public health concern worldwide. Evidence suggests that fatigue can lead to significant alterations in mechanical components among obese individuals compared to their healthy counterparts. The present study aimed to determine the effect of fatigue on the mechanical values of impulse and center of pressure (COP) in obese individuals with pronated feet during a landing maneuver.

Methods: This quasi-experimental study was conducted in Ardabil Province, Iran, on 16 male students with healthy feet and normal body mass indices (BMIs<25) and 15 obese male students (BMI>30) with pronated feet. During the test, mechanical variables were recorded for both groups before and after implementing the fatigue protocol, utilizing a force plate (sampling rate: 1000 Hz) during a landing maneuver.

Results: In the between-group comparison, the mechanical impulse values along the anteroposterior axis were significantly higher in the “healthy feet with normal BMIs” group (34.69 ± 17.9) compared to the “obese with pronated feet” group (9.41 ± 2.07) ($P < 0.05$). In the within-group comparison of “obese students with pronated feet”, no statistically significant differences were found before and after the fatigue protocol during a landing maneuver for the mechanical variables of vertical impulse, anteroposterior impulse, mediolateral impulse, mediolateral COP, and anteroposterior COP.

Conclusion: In the mechanical components of impulse, the “obese with pronated feet” group exhibited a statistically significant decrease compared to the “healthy feet with normal BMIs” group during a landing maneuver; however, the fatigue protocol did not alter the impulse values.

Keywords: Pronation; Foot; Fatigue; Obesity; Kinetics

*Corresponding Author: Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D), E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com



Received 5 Mar 2025 Received in revised form 28 May 2025 Accepted 10 Jun 2025 Available Online 15 Jul 2026

Cite this article as: Jafarnezhadgero AA, Fakhri Mirzanag E, Rezazadeh F. [Effect of Fatigue on Mechanical Values of Impulse and Center of Pressure in Obese Male Students with Pronated Feet During a Landing Maneuver]. J Gorgan Univ Med Sci. 2026; 28(1): 38-47.[Article in Persian]





Introduction

Obesity is highly associated with musculoskeletal disorders, such as low back pain, osteoarthritis, and lower extremity injuries, with the most critical issue being the functional impairment of the foot regions. Since the foot serves as the interface between the lower extremity and the ground surface, obesity can apply excessive loads, leading to stress and strain, which consequently predisposes the lower extremity to overload-induced injuries.

The pronated foot is characterized by a decrease in the medial longitudinal arch during weight-bearing in daily living activities. The prevalence of the pronated foot has been reported to range from 48-78% in the youth and approximately 2-23% in adults. Although the pronated foot is considered a significant contributing factor to injuries, such as muscle imbalances and stress and strain loads in the lower extremity, it appears that forefoot varus is compensated through excessive pronation of the subtalar joint. Several factors contribute to the development of excessive foot pronation, including weakness of the posterior leg muscles, ligamentous laxity, overweight, flat feet, genu valgum, calcaneal eversion, and other biomechanical disorders in the lower extremities. However, one of the primary factors in the progression of foot pronation is subtalar joint eversion. When the heel everts, load-bearing forces are transferred to the medial aspect of the foot. Overweight can lead to foot pronation, as the additional load causes subtalar eversion and the collapse of the medial longitudinal arch.

Body mass index (BMI) and increased ground reaction forces (GRF) across all three axes—vertical, anteroposterior, and mediolateral—are associated with the development of knee osteoarthritis. A study demonstrated that gait speed increased in the exercise + diet group compared to the diet-only group. Furthermore, the impulse was significantly lower in both the diet-only and the diet + exercise groups compared to the exercise-only group. The present study aimed to determine the effect of fatigue on the mechanical values of impulse and center of pressure (COP) in obese with pronated feet individuals during a landing maneuver.

Methods

This quasi-experimental study was conducted on 16 male students with healthy feet and normal BMIs (navicular drop: 4 to 10 mm), and 15 obese male students (BMI>30 kg/m²) with pronated feet (navicular drop>10 mm).

The participants' dominant leg was determined using the ball-kicking test, and all of them were right-footed. An orthopedist evaluated the anthropometric characteristics of all participants before the initiation of the study; participants who exhibited no signs of musculoskeletal or neurological disorders were assigned to the healthy group.

The inclusion criteria consisted of male gender, pronated foot, and a BMI greater than 30 kg/m². The exclusion criteria included hypertension or any other known medical conditions, such as the use of anorectics or weight-loss surgery, the use of prescription medications (including dietary supplements), smoking, and musculoskeletal disorders other than pronated foot.

The navicular drop difference was utilized to diagnose pronated feet among the participants. Specifically, each participant was instructed to sit on a chair and keep their foot in a non-weight-bearing position, during which the distance from the navicular tuberosity to the ground was measured. Subsequently, the participant was asked to stand up and distribute their body weight equally on both feet. In this weight-bearing position, the height from the navicular tuberosity to the plantar surface was measured again. If the difference between

these two positions was between 5 to 10 mm, the subject was classified as having a normal foot; however, if it exceeded 10 mm, the subject was considered to have a pronated foot. Additionally, the six-item Foot Posture Index (FPI-6) was employed as a complementary assessment criterion. Participants were asked to stand in the anatomical position with their arms hanging by their sides and to look forward with minimal muscle contraction. The six criteria for the FPI-6 included palpation of the talus bone, mediolateral curvature of the ankle joint, position of the calcaneus in the frontal plane, prominence in the region of the talonavicular joint, variation of the medial longitudinal arch during weight-bearing, and abduction and adduction of the forefoot relative to the rearfoot. Each criterion was scored on a scale ranging from -2 to +2. A scale score between 0 and 5 was considered a normal foot, while a score between 6 and +12 was classified as a pronated foot.

The fatigue protocol was conducted using a flat advanced treadmill (Horizon Fitness, Omega GT, USA). At the onset of the protocol, participants walked at an initial speed of 6 km/h, with the treadmill speed increasing by 1 km/h every 2 minutes. To determine the participants' peak fatigue, the 6-20 Borg Rating of Perceived Exertion (RPE) scale was utilized. Following the completion of the fatigue protocol, participants were instructed to repeat the landing maneuver from a height of 50 cm onto a force plate for three trials.

The Landing Maneuver Implementation Protocol: Prior to the commencement of the test, participants from both groups performed warm-up and stretching exercises for 10 minutes. The participants were instructed to execute the landing maneuver from a 62 cm high platform onto a force plate under two conditions (pre- and post-fatigue) for 3 trials while wearing their athletic shoes.

Ground Reaction Force (GRF): The GRF values were smoothed using a 20 Hz low-pass filter (fourth-order Butterworth filter). Accordingly, the moment of heel strike was defined by the first data point of the vertical GRF exceeding 20 Newton, and the moment of toe-off was determined by the last data point of the vertical GRF falling below 20 Newton. Measuring the GRF values along the three axes (vertical, anterior-posterior, and mediolateral), impulse, and COP values were among the most important kinetic variables associated with musculoskeletal injury patterns during a landing maneuver. The first peak vertical GRF (FzHC) was extracted from the vertical GRF data. The positive peak (FxHC) was calculated from the mediolateral curve occurring immediately after heel strike.

The normality of the data distribution was assessed using the Shapiro-Wilk test. Independent samples t-tests and Chi-square tests were employed for between-group comparisons, while paired t-tests were used for within-group comparisons of the results. The significance level for all tests was set at less than 0.05.

Results

There was a statistically significant difference in the anthropometric characteristics of weight, BMI, navicular drop, waist circumference, waist-to-thigh ratio, and waist-to-height ratio ($P<0.001$). Furthermore, the results demonstrated an increase in these parameters in the obese with pronated feet group compared to the healthy feet with normal BMIs group.

The mechanical impulse values along the anteroposterior axis in the healthy feet with normal BMIs group (34.69 ± 17.9) were statistically lower than those in the obese with pronated feet group (9.41 ± 2.07) ($P<0.004$).

There was a statistically significant difference in the mechanical impulse values along the mediolateral axis during a



landing maneuver ($P < 0.036$). Specifically, the impulse values along the mediolateral axis were significantly greater in the healthy feet with normal BMIs group (11.34 ± 8.62) compared to the obese with pronated feet group (26.36 ± 6.2).

No statistically significant differences were observed between the two groups during a landing maneuver in other mechanical components, such as the COP in the mediolateral direction and the COP in the anterior-posterior direction.

The results of the within-group analysis showed no statistically significant differences in the mechanical values of vertical impulse, anterior-posterior impulse, mediolateral impulse, mediolateral COP, and anterior-posterior COP in the healthy feet with normal BMIs group between the pre- and post-fatigue protocol during a landing maneuver.

The results of the within-group analysis revealed no statistically significant differences in the mechanical values of vertical impulse, anterior-posterior impulse, mediolateral impulse, mediolateral COP, and anterior-posterior COP in the obese with pronated feet group between the pre- and post-fatigue protocol during a landing maneuver.

Conclusion

Based on the results of this study, the effect of fatigue on the mechanical values of vertical impulse, anteroposterior impulse, mediolateral impulse, mediolateral COP, and anteroposterior COP was not statistically significant during a landing maneuver.

Ethical Statement

This study was approved by the Research Ethics Committees of University of Mohaghegh Ardabili (IR.UMA.REC.1403.062).

Funding

This article has been extracted from the doctoral dissertation of Ehsan Fakhri Mirzanag in Sports Biomechanics at University of Mohaghegh Ardabili, and it was funded (Grant No. 2456) by University of Mohaghegh Ardabili.

Authors' Contributions

Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D): Project administration and design, Project execution, Interpretation of the results, Drafting of the initial manuscript and Approval of the final manuscript.

Ehsan Fakhri Mirzanag (M.Sc): Project administration and design, Project execution, Data collection, Data analysis, Interpretation of the results, Drafting of the initial manuscript and Approval of the final manuscript.

Farhad Rezazadeh (Ph.D): Project administration and design, Drafting of the initial manuscript and Approval of the final manuscript.

Conflicts of Interest

No conflicts of interest.

Acknowledgement

The authors would like to thank all the participants and experts at the Health and Wellness Center of University of Mohaghegh Ardabili who assisted us in conducting this study.

The mechanical impulse components during a landing maneuver exhibited a statistically significant decrease in obese with pronated feet individuals compared to healthy feet with normal BMIs individuals. However, the fatigue protocol did not cause any alterations in the impulse values.



تحقیقی

اثر خستگی بر مقادیر مکانیکی ایمپالس و مرکز فشار در دانشجویان مرد چاق با پای پرونیت حین حرکت فرود

دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو^{۱*}، احسان فخری میرزانی^۲، دکتر فرهاد رضا زاده^۳

^۱ استاد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ^۲ دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ^۳ استادیار آسیب‌شناسی ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

چکیده

زمینه و هدف: چاقی یک مشکل عمده سلامتی در سراسر جهان است. به نظر می‌رسد خستگی می‌تواند منجر به تغییر معنی‌دار مؤلفه‌های مکانیکی در این افراد در مقایسه با افراد سالم گردد. این مطالعه به منظور تعیین اثر خستگی بر مقادیر مکانیکی ایمپالس و مرکز فشار در افراد چاق با پای پرونیت حین حرکت فرود انجام شد.

روش بررسی: این مطالعه شبه‌تجربی روی ۱۶ دانشجوی مرد دارای نمایه توده بدنی طبیعی (کمتر از ۲۵) با پای سالم و ۱۵ دانشجوی مرد چاق (بیشتر از ۳۰) دارای پای پرونیت در استان اردبیل انجام شد. در طول آزمون مقادیر مکانیکی در هر دو گروه قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی توسط دستگاه صفحه نیروسنج (نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز) طی حرکت فرود ثبت شد.

یافته‌ها: در مقایسه بین‌گروهی مقادیر مکانیکی ایمپالس در راستای محور قدامی-خلفی در گروه دارای نمایه توده بدنی طبیعی با پای سالم ($34/79 \pm 17/9$) در مقایسه با گروه چاق با پای پرونیت ($9/41 \pm 2/07$) بیشتر بودند ($P < 0/05$). در مقایسه درون‌گروهی دانشجویان چاق دارای پای پرونیت، 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 قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی طی حرکت فرود تفاوت آماری معنی‌داری یافت نگردید.

نتیجه‌گیری: در مؤلفه‌های مکانیکی ایمپالس افراد چاق دارای پای پرونیت در مقایسه با افراد دارای نمایه توده بدنی طبیعی با پای سالم طی حرکت فرود کاهش آماری معنی‌داری وجود داشت؛ با این وجود پروتکل خستگی مقادیر ایمپالس را تغییر نداد.

واژه‌های کلیدی: پرونیت، پا، دویدن، خستگی، چاقی، کینتیک

* 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 ۰۴۵-۲۱۵۰۵۶۴۹

وصول ۱۴۰۳/۱۲/۱۵ اصلاح نهایی ۱۴۰۴/۳/۷ پذیرش ۱۴۰۴/۳/۲۰ انتشار ۱۴۰۵/۴/۲۴

مقدمه

چاقی یک مشکل عمده سلامتی در سراسر جهان است که در آن وزن بدن از حالت ایده‌آل خود ۲۰ درصد بیشتر است و در درازمدت کیفیت زندگی انسان را دچار اختلال می‌کند.^۱ چاقی ارتباط زیادی با بیماری‌های مزمن نظیر بیماری قلبی-عروقی، سکت، فشارخون بالا، دیابت و سرطان روده بزرگ داشته و در نتیجه ۲/۸ میلیون 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 است. علاوه بر این درصد شیوع چاقی در کودکان و جوانان حدود ۴۰ درصد است.^۲ همچنین چاقی ارتباط بالایی با آسیب‌های اسکلتی-عضلانی مانند کمردرد، استئوآرتریت و آسیب در اندام تحتانی دارد

که مهم‌ترین مسأله آن اختلال در عملکرد نواحی پا است.^۲ این امر به دلیل افزایش فشار وارد شده بر روی پاها به دلیل چاقی است. پا به‌عنوان تکیه‌گاه بدن بوده که ضربات و نیروهای چرخشی وارده به اندام را تضعیف می‌کند. همچنین از طریق انعطاف‌پذیری و پایداری بدن انسان را طی فعالیت‌های روزمره کنترل می‌کند. از آنجایی که پا به‌عنوان رابط بین اندام تحتانی با سطح زمین است؛ چاقی می‌تواند سبب اعمال بارهای اضافی و در نتیجه استرس و استرین شده و در نتیجه اندام تحتانی را مستعد آسیب‌های ناشی از بار اضافی نماید.^۳ پهنای قسمت فور فوت پاهای آسیایی به نسبت قوس طولی-داخلی بیشتر و پای پرونیت بیشتری را دارا هستند.^۲ قسمت ریرفوت به‌عنوان یک مکانیسم مرکزی و به‌عنوان یک ساختار مهم طی فاز اتکا بدن،

انسان را حمایت می‌کند.^۲ در زمانی که مفصل ساب تالار در حالت طبیعی است؛ بایستی قسمت جلوی پا عمود بر بخش میانی پاشنه پا باشد.^۳ بنابراین هرگونه انحراف از این حالت به عنوان ساختار غیرطبیعی، منجر به ایجاد حرکتی غیرطبیعی شده و در نتیجه اندام را مستعد آسیب‌های طولانی مدت می‌کند.^۳

پای پرونیت با کاهش قوس طولی-داخلی طی تحمل وزن در فعالیت‌های روزمره زندگی مشخص می‌شود. میزان شیوع پای پرونیت از ۷۸-۴۸ درصد در جوانان^۴ و حدود ۲۳-۲ درصد در بزرگسالان^۵ گزارش شده است. با وجود این که پای پرونیت به عنوان یک عامل مهم در آسیب‌ها مانند عدم تعادل عضلانی و بارهای استرس و استرین در اندام تحتانی است؛ به نظر می‌رسد واروس قسمت جلوی پا از طریق پرونیشن بیش از حد مفصل ساب‌تالار جبران می‌شود.^۶ 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، کف پای صاف، زانوی ضربدری، اورشن پاشنه پا و دیگر اختلالات بیومکانیکی در اندام تحتانی مشارکت دارند.^۲ با این حال یکی از عوامل اولیه در پیشرفت پرونیشن پا اورشن مفصل ساب‌تالار است. زمانی که پاشنه پا اورشن پیدا می‌کند؛ طی تحمل وزن بدن نیرو به قسمت داخلی پا منتقل می‌شود.^۷ اضافه وزن به دلیل این که وزن اضافی منجر به اورشن ساب‌تالار و از بین رفتن قوس طولی-داخلی می‌گردد؛ می‌تواند به پرونیشن پا منجر شود. گزارش شده بین کف پای صاف و اضافه وزن ارتباطی وجود دارد. به طوری که وزن بیش از حد منجر به از بین رفتن قوس طولی-داخلی و در نتیجه کف پای صاف می‌گردد.^۷ 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 هم‌سال خود داشتند؛ مهم به نظر می‌رسد.^۳ همچنین میزان سفتی در حرکت پلانترفلکشن در مردان در مقایسه با زنان بیشتر بوده است^۸ و در نتیجه چاقی می‌تواند بر پرونیشن پا اثرگذار باشد.^{۹،۱۰}

تجزیه و 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 در اختیار قرار دهد.^{۱۱} ارتباط بین شاخص توده بدنی و افزایش نیروی عکس‌العمل زمین در هر سه راستا و با توسعه استئوآرتریت مفصل زانو گزارش شده است.^{۱۲} در مطالعه Messier و همکاران^{۱۳} تاثیر رژیم غذایی و برنامه‌های تمرینی بر بیومکانیک راه‌رفتن افراد دارای اضافه وزن ارزیابی شد. نتایج نشان داد که سرعت راه رفتن در گروه اجرا کننده برنامه تمرینی توام با رژیم

غذایی در مقایسه با گروه رژیم غذایی، افزایش پیدا کرده است. ایمپالس به‌طور قابل توجهی در گروه رژیم غذایی و رژیم غذایی همراه با تمرین در مقایسه با گروه تمرین کمتر بود.^{۱۳} این مطالعه به منظور تعیین اثر خستگی بر مقادیر مکانیکی ایمپالس و مرکز فشار در افراد چاق با پای پرونیت حین حرکت فرود انجام شد.

روش بررسی

این مطالعه شبه‌تجربی روی ۱۶ دانشجوی مرد با نمایه توده بدنی طبیعی (شاخص توده بدنی کمتر از ۲۵ کیلوگرم/مترمربع) و پاهای سالم (افت ناویکولار: ۴ تا ۱۰ میلی‌متر) و ۱۵ دانشجوی مرد چاق (شاخص توده بدنی بزرگ‌تر از ۳۰ کیلوگرم/مترمربع) دارای پای پرونیت (افت ناویکولار: بیشتر از ۱۰ میلی‌متر) در مرکز سلامت و تندرستی دانشگاه محقق اردبیلی طی سال ۱۴۰۳ انجام شد.

با استفاده از نرم افزار G*power برای مقادیر ایمپالس در راستای محور عمودی و برای دستیابی به توان آماری ۰/۸، اندازه اثر ۰/۶۳ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵، حجم نمونه ۱۲ نفر تعیین شد.^{۱۴،۱۵}

پای برتر آزمودنی‌ها توسط آزمون ضربه زدن به توپ مشخص شد و همگی راست پا بودند. یک متخصص ارتوپد ویژگی‌های آنتروپومتریک را در همه شرکت‌کنندگان قبل از شروع مطالعه ارزیابی نمود و آزمودنی‌هایی که هیچیک از علایم اختلالات اسکلتی-عضلانی و عصبی نداشتند؛ در گروه سالم قرار گرفتند.

معیارهای ورود به مطالعه شامل جنسیت مرد، پای پرونیت، افراد دارای شاخص توده بدنی بزرگ‌تر از ۳۰ کیلوگرم/مترمربع بودند. معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل ابتلاء به پرفشاری خون 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 سیگار کشیدن و اختلالات اسکلتی-عضلانی به غیر از پای پرونیت بودند.^{۱۶،۱۷}

قبل از شروع مطالعه برای تمامی شرکت‌کنندگان توضیحات شفاهی و آموزش در مورد نحوه اجرای آزمون‌ها ارائه شد.

از تفاوت افت استخوان ناوی برای تشخیص پای پرونیت شرکت‌کنندگان استفاده شد. به‌طوری که 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 گردید. سپس از وی خواسته شد تا در حالت ایستاده قرار گیرد و وزن خود را روی دو پا به‌طور مساوی تقسیم کند. در این حالت نیز ارتفاع استخوان ناوی تا کف پا اندازه‌گیری شد. در صورتی که اختلاف اندازه این دو وضعیت بین ۵ تا ۱۰ میلی‌متر بود؛ فرد دارای پای طبیعی و اگر از ۱۰ میلی‌متر بیشتر بود؛ فرد دارای پای پرونیت در نظر گرفته شد.^{۱۸،۱۹} همچنین از معیار شش‌گانه اندازه‌گیری پا استفاده شد. از شرکت‌کنندگان خواسته شد در حالت آناتومیکی با آویزان

دادند. به طوری که دوی نرم رفت و برگشت در محیط ۱۸ متری آزمایشگاه را در ادامه حرکات زانو بلند درجا، پروانه و طناب زدن به تعداد تکرار ۱۰ الی ۱۵ بار و حرکات کششی در حالت درازکش بر روی تشک انجام دادند؛ در حالی که پاها صاف و چسبیده به دیوار در حالت زانو خم و زانو صاف ۲ حرکت ایزومتریکی برای عضلات چهار سر و همسترینگ به مدت ۱۰ ثانیه اجرا شد. از شرکت کنندگان خواسته شد که با کفش ورزشی خود طی ۳ تلاش از روی تخته به ارتفاع ۶۲ سانتی متر حرکت فرود را بر صفحه نیرو طی دو شرایط قبل و بعد از خستگی بر روی صفحه نیرو انجام دهند.

نیروی عکس العمل زمین: داده‌های کینتیکی مطابق با مطالعات قبلی پردازش شد.^{۲۳، ۲۴} به طوری که مقادیر نیروهای عکس العمل زمین با فیلتر پایین‌گذر ۲۰ هرتز هموار شدند (فیلتر درجه چهارم باترورث). به این ترتیب که لحظه تماس پاشنه پا توسط اولین نقطه داده نیروی عمودی عکس العمل زمین بالاتر از ۲۰ نیوتن و لحظه جدا شدن پنجه پا از آخرین نقطه داده نیروی عمودی عکس العمل زمین کمتر از ۲۰ نیوتن تعیین شد. اندازه‌گیری مقادیر نیروهای عکس العمل زمین در سه راستای محور عمودی، قدامی-خلفی، داخلی-خارجی، ایмпالس و مقادیر مرکز فشار از مهم‌ترین متغیرهای کینتیکی مرتبط با الگوهای آسیب‌های اسکلتی-عضلانی طی حرکت فرود بود. اولین اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین (FzHC) از داده‌های نیروهای عکس العمل زمین عمودی استخراج شد.^{۲۳} اوج مثبت (FxHC) از منحنی داخلی-خارجی که درست بعد از ضربه پاشنه رخ می‌دهد؛ محاسبه شد. این متغیرها براساس تحقیقات قبلی در مورد نیروهای عکس العمل زمین طی اجرا به عنوان یکی از پارامترهای مهم انتخاب شدند.^{۲۴، ۲۵} دامنه نیروهای عکس العمل زمین به وزن بدن (BW) نرمال شد.

تمام تحلیل‌ها با نرم‌افزار SPSS-23 انجام شد. برای مقایسه مشخصات دموگرافیک دو گروه طی پیش‌آزمون از آزمون تی مستقل استفاده شد. برای بررسی نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیروویلک استفاده شد. برای مقایسه بین‌گروهی از آزمون تی مستقل و آزمون مجذور کای و همچنین برای مقایسه درون‌گروهی نتایج از تی زوجی استفاده شد. سطح معنی‌داری همه آزمون‌ها کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

نتایج آزمون بین‌گروهی نشان داد که از لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری در مشخصات دموگرافیک سن و قد وجود نداشت (جدول یک). در مشخصات آنتروپومتریک وزن، شاخص توده بدنی، افت استخوان‌ناوی، دور کمر، نسبت دور کمر به ران و نسبت دور کمر به قد تفاوت آماری معنی‌داری وجود داشت ($P < 0/001$). همچنین نتایج نشان‌دهنده افزایش این مقادیر در گروه افراد چاق با

بودن دست‌ها کنار بدن قرار گیرند و با کمترین انقباض عضلانی، به سمت جلو نگاه کنند.^{۲۰} شش معیار اندازه‌گیری شاخص پا شامل لمس استخوان تالوس، انحنا داخلی و خارجی مفصل مچ پا، موقعیت قرارگیری استخوان پاشنه در صفحه فرونتال، برآمدگی ناحیه مفصل تالونویکولار، اختلاف قوس طولی داخلی طی تحمل وزن، آبداکشن و آداکشن قسمت فور فوت از قسمت ریر فوت بودند. به طوری که هر معیار در مقیاسی بین -۲ تا +۲ نمره‌گذاری گردید. نمره مقیاس بین صفر تا ۵، به عنوان پای نرمال و نمره مقیاس ۶ تا ۱۲ به عنوان پای پرونیت در نظر گرفته شدند.^{۲۱}

شرکت کنندگان در ابتدا ۴ دقیقه کشش پویا و ۵ دقیقه گرم کردن را به صورت دویدن سبک (۱۰ تا ۱۱ در مقیاس ۲۰-۶ امتیازی بورگ) طی هر جلسه آزمون اجرا کردند. قبل و بعد از پروتکل خستگی، از شرکت کنندگان خواسته شد تا با کفش‌های دویدن ترجیحی خود با سرعت ثابت $\sim 3/3$ متر بر ثانیه بر روی یک مسیر مستقیم پیاده‌روی ۱۸ متری که در وسط آن یک صفحه نیروسنج تعبیه شده بود؛ بدونند. آزمودنی‌ها برای رسیدن به سرعت مدنظر با انجام چندین آزمایش قبل از شروع آزمون با مسیر پیاده روی آشنا شدند. از آنان خواسته شد تا هنگام اجرای آزمون طوری بدونند که پای راست آنها با وسط صفحه نیرو برخورد نماید. پس از آشنایی شرکت کنندگان با سرعت دویدن و قرار دادن پای برتر بر روی صفحه نیرو و اجرای پروتکل فرود بر روی دستگاه صفحه نیروسنج طی سه کوشش انجام شد. اگر فردی به طور کامل پای برتر خود را در محدوده صفحه نیرو قرار نمی‌داد؛ آزمایش‌ها مجدداً تکرار گردید.^{۱۵} پروتکل خستگی از طریق تردمیل پیشرفته بدون شیب (Horizon Fitness, Omega GT, USA) اجرا شد. در هنگام شروع پروتکل خستگی شرکت کنندگان با سرعت ۶ کیلومتر در ساعت راه رفتند و سرعت تردمیل هر ۲ دقیقه یک کیلومتر در ساعت افزایش یافت. برای مشخص نمودن اوج خستگی شرکت کنندگان از مقیاس ادراکی بورگ ۶ تا ۲۰ استفاده شد.^{۲۲} هنگامی که شرکت کنندگان 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 ۶ تا ۲۰ بورگ یا ۸۰ درصد حداکثر ضربان قلب به پایان رسید.^{۲۲} بعد از اتمام پروتکل خستگی از شرکت کنندگان خواسته شد تا مجدداً پروتکل حرکت فرود از ارتفاع ۵۰ سانتی متر با تکرار تلاش ۳ بار روی صفحه نیرو را اجرا کنند.

پروتکل اجرای حرکت فرود: شرکت کنندگان هر دو گروه قبل از شروع آزمون به مدت ۱۰ دقیقه حرکات نرمشی و کششی انجام

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد مشخصات آنتروپومتریک دانشجویان مرد در گروه‌های دارای نمایه بدنی طبیعی با پای سالم و چاق با پای پرونیت				
متغیرها	گروه سالم با پای سالم	گروه چاق با پای پرونیت	P-value	
سن (سال)	۲۳/۰±۴/۸۲	۲۳/۰±۸/۹۱	۰/۱۵۴	
قد (متر)	۷۷/۲۴±۱/۰	۷۹/۰۴±۱/۰	۰/۱۰۶	
وزن (کیلوگرم)	۹۴/۳۵±۷۶/۵	۱۱۷/۱۶±۶۱/۶۹	<۰/۰۰۱ *	
شاخص توده بدنی (کیلوگرم/مترمربع)	۶۱/۱۸±۲۴/۱	۹۲/۲۳±۳۵/۴	<۰/۰۰۱ *	
افت استخوان ناوی (میلی متر)	۳۳/۶۱±۷/۰	۱۱/۰±۶/۷۹	<۰/۰۰۱ *	
دور کمر (سانتی متر)	۷۸/۴±۵۰/۲۱	۱۲۲/۱۴±۶۰/۲۹	<۰/۰۰۱ *	
نسبت دور کمر به ران (سانتی متر)	۸۴/۰۴±۰/۰	۱۱/۰۷±۱/۰	<۰/۰۰۱ *	
نسبت دور کمر به قد (سانتی متر)	۴۴/۲۳±۰/۰	۶۸/۰۸±۰/۰	<۰/۰۰۱ *	

P<۰/۰۵ *

جدول ۲: نتایج آزمون بین گروهی: میانگین و انحراف استاندارد مقادیر مکانیکی ایمپالس و مرکز فشار دانشجویان مرد در گروه‌های دارای نمایه بدنی طبیعی با پای سالم و چاق با پای پرونیت				
مؤلفه‌های مکانیکی	گروه سالم با پای سالم	افراد چاق با پای پرونیت	P-value	اندازه اثر
ایمپالس عمودی	۶۷/۲۵±۳۲/۵۲	۵۵/۹۸±۱۸/۴۹	۰/۲۵۰	۲۴/۱۰
ایمپالس قدامی-خلفی	۱۷/۳۴±۹/۶۹	۹/۴۱±۲/۰۷	۰/۰۰۴ *	۰/۳۰
ایمپالس داخلی-خارجی	۱۱/۳۴±۸/۶۲	۶/۲۶±۲/۳۶	۰/۰۳۶ *	۶/۴۱
مرکز فشار در راستای داخلی-خارجی	۰/۰۶±۰/۰۱	۰/۰۷±۰/۰۳	۰/۶۰۹	۲۶/۱۵
مرکز فشار در راستای قدامی-خلفی	۰/۲۰±۰/۰۲	۰/۲۰±۰/۰۴	۰/۹۵۷	۰/۳۸

P<۰/۰۵ *

جدول ۳: نتایج آزمون درون گروهی: میانگین و انحراف استاندارد مقادیر مکانیکی ایمپالس و مرکز فشار قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی دانشجویان مرد در گروه‌های دارای نمایه بدنی طبیعی با پای سالم و چاق با پای پرونیت						
مقادیر مکانیکی	گروه افراد سالم با پای سالم			گروه افراد چاق با پای پرونیت		
	قبل از خستگی	بعد از خستگی	P-value	قبل از خستگی	بعد از خستگی	P-value
ایمپالس عمودی	۶۷/۲۵±۳۲/۵۲	۶۲/۷۱±۲۳/۷۷	۰/۳۶۳	۵۵/۹۸±۱۸/۴۹	۵۴/۶۵±۱۷/۸۶	۰/۶۶۲
ایمپالس قدامی-خلفی	۱۷/۳۴±۹/۶۹	۱۳/۶۸±۴/۵۴	۰/۱۲۳	۹/۴۱±۲/۰۷	۹/۴۴±۱/۹۵	۰/۹۶۶
ایمپالس داخلی-خارجی	۱۱/۳۴±۸/۶۲	۱۱/۱۴±۶/۷۰	۰/۹۰۵	۶/۲۶±۲/۳۶	۶/۴۶±۲/۱۸	۰/۷۸۶
مرکز فشار در راستای داخلی-خارجی	۰/۰۶±۰/۰۱	۰/۰۶±۰/۰۱	۰/۳۲۰	۰/۰۷±۰/۰۳	۰/۰۷±۰/۰۳	۰/۶۰۲
مرکز فشار در راستای قدامی-خلفی	۰/۲۰±۰/۰۲	۰/۲۲±۰/۰۴	۰/۲۵۰	۰/۲۰±۰/۰۴	۰/۲۰±۰/۰۵	۰/۶۰۱

پای پرونیت در مقایسه با گروه دارای نمایه بدنی طبیعی با پای سالم بود. نتایج آزمون تی مستقل نشان داد که از لحاظ آماری مقادیر مکانیکی ایمپالس در راستای محور قدامی-خلفی در گروه دارای نمایه بدنی طبیعی با پای سالم (۳۴/۶۹±۱۷/۹) نسبت به گروه چاق با پای پرونیت (۹/۴۱±۲/۰۷) کمتر بود (P<۰/۰۰۴) (جدول ۲).

نتایج آزمون تی مستقل نشان داد که از لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری در مقادیر مکانیکی ایمپالس در راستای قدامی-خلفی، ایمپالس داخلی-خارجی، مرکز فشار در راستای داخلی-خارجی و مرکز فشار در راستای قدامی-خلفی در گروه افراد چاق با پای پرونیت طی قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی طی حرکت فرود نشان نداد (جدول ۳).

بحث

با توجه به نتایج این مطالعه، 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 از لحاظ آماری طی حرکت فرود تفاوت معنی‌داری وجود نداشت.

یکی از متغیرهای ضروری مشتق شده از منحنی نیرو-زمان، ایمپالس است.^{۲۶} از نظر بیومکانیکی، متغیر ایمپالس بخش بزرگی از سطح زیر منحنی نیرو-زمان را پوشش می‌دهد. بنابراین انتظار می‌رود

پای پرونیت در مقایسه با گروه دارای نمایه بدنی طبیعی با پای سالم بود.

نتایج آزمون تی مستقل نشان داد که از لحاظ آماری مقادیر مکانیکی ایمپالس در راستای محور قدامی-خلفی در گروه دارای نمایه بدنی طبیعی با پای سالم (۳۴/۶۹±۱۷/۹) نسبت به گروه چاق با پای پرونیت (۹/۴۱±۲/۰۷) کمتر بود (P<۰/۰۰۴) (جدول ۲).

نتایج آزمون تی مستقل نشان داد که از لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری در مقادیر مکانیکی ایمپالس در راستای محور داخلی-خارجی و مرکز فشار در راستای داخلی-خارجی وجود داشت (P<۰/۰۳۶). به طوری که مقادیر ایمپالس در راستای محور داخلی-خارجی (۱۱/۳۴±۸/۶۲) در گروه دارای نمایه بدنی طبیعی با پای سالم در مقایسه با گروه افراد چاق با پای پرونیت (۲۶/۳۶±۶/۲) بزرگتر بود (جدول ۲).

در دیگر مؤلفه‌های مکانیکی مانند مرکز فشار در راستای داخلی-خارجی و مرکز فشار در راستای قدامی-خلفی تفاوت آماری معنی‌داری در دو گروه طی حرکت فرود مشاهده نشد.

نتایج آزمون درون گروهی از لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری بر مقادیر مکانیکی ایمپالس در راستای عمودی، ایمپالس در راستای قدامی-خلفی، ایمپالس داخلی-خارجی، مرکز فشار در

یک «استراتژی در مفصل ران» در جهت داخلی-خارجی، تحت کنترل عضلات ابدکتور / اداکتور مفصل ران عمل می‌کنند.^{۳۴} سیمولین و همکاران^{۳۵} به بررسی تغییرات مرکز فشار طی راه رفتن در افراد چاق پرداختند. نتایج نشان داد تغییرات مرکز فشار در جهت داخلی-خارجی در شرکت کنندگان چاق طی راه رفتن بیشتر است. احتمالاً عدم همسویی با نتایج مطالعه حاضر به نوع پروتکل اجرای و همچنین استفاده از هر دو جنسیت در مطالعه Cau و همکاران^{۳۵} است. عدم ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی و فوقانی از محدودیت‌های این مطالعه محسوب شد که نیازمند انجام تحقیقات بیشتری است.

نتیجه‌گیری

در مؤلفه‌های مکانیکی ایمپالس افراد چاق دارای پای پرونیت در مقایسه با افراد دارای نمایه توده بدنی طبیعی با پای سالم طی حرکت فرود کاهش آماری معنی‌داری وجود داشت؛ با این وجود پروتکل خستگی مقادیر ایمپالس را تغییر نداد.

ملاحظات اخلاقی

مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه محقق اردبیلی (IR.UMA.REC.1403.062) قرار گرفت.

حمایت مالی

این مقاله حاصل پایان نامه آقای احسان فخری میرزانی برای اخذ درجه دکتری در رشته بیومکانیک ورزشی از دانشگاه محقق اردبیلی بود و با حمایت مالی (شماره ۲۴۵۶) دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد.

مشارکت نویسندگان

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

دکتر فرهاد رضازاده: مدیریت و طراحی پروژه، نوشتن نسخه اولیه مقاله و تایید نسخه نهایی مقاله.

تعارض منافع

بین نویسندگان تعارض منافع وجود ندارد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از تمامی شرکت کنندگان و کارشناسان مرکز سلامت و تندرستی دانشگاه محقق اردبیلی که ما را در اجرای این مطالعه یاری نمودند؛ صمیمانه تشکر می‌گردد.

که اثر قابل توجهی بر روی تمام متغیرهای منحنی به دست آمده از نیرو داشته باشد. از آنجایی که متغیر ایمپالس نشانی از بار جمعیتی وارده بر اندام در کل فاز اتکا ارائه می‌کنند؛^{۳۷} ایمپالس بیشتر طی حرکت نزدیک کردن مفصل زانو با از دست دادن بیشتر غضروف بخش داخلی استخوان درشت نی در یک دوره یک ساله همراه بوده است.^{۳۸} در راستای یافته‌های مطالعه حاضر، خستگی عضلانی منجر به افزایش فشار حداکثری بر روی نواحی ساق پا می‌گردد. به طوری که تحمل بار زیاد توسط استخوان درشت نی طی فعالیت‌های ورزشی منجر به افزایش ایمپالس و در نهایت ایجاد خستگی زودرس در افراد می‌گردد.^{۳۹} در همین راستا Mizrahi و همکاران در مطالعه‌ای ارتباط مستقیم افزایش ایمپالس را با افزایش خستگی عمومی گزارش کردند.^{۳۰}

اثر عامل گروه بر مؤلفه مکانیکی ایمپالس در راستای قدامی-خلفی از لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری نشان داد. به طوری که مقایسه جفتی نتایج نشان‌دهنده کاهش معنی‌دار ایمپالس در راستای محور قدامی-خلفی در گروه افراد چاق با پای پرونیت در مقایسه با گروه دارای نمایه توده بدنی طبیعی با پای سالم طی راه رفتن بود. در راستای یافته‌های مطالعه حاضر، Milner و همکاران 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 اداکشن مفصل زانو طی شرایط کاهش طول گام در بزرگسالان با وزن سالم و افراد دارای چاق به طور معنی‌داری طی راه رفتن کاهش یافت.^{۳۱} در مطالعه دیگری 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 شد.^{۳۲} در مطالعه‌ای اثر چاقی بر بیومکانیک مفصل زانو طی راه رفتن در بزرگسالان چاق در مقایسه با گروه سالم پرداخته شد. نتایج نشان داد که کاهش سرعت راه رفتن منجر به افزایش زمان اتکا و در نهایت ایمپالس بیشتر در بخش داخلی مفصل زانو در افراد چاق در مقایسه با گروه سالم شده است.^{۳۳}

همچنین نتایج مطالعه حاضر از لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری در مقادیر مکانیکی تغییرات مرکز فشار در جهت قدامی-خلفی و داخلی-خارجی در افراد چاق با پای پرونیت و گروه سالم طی قبل و بعد از خستگی نشان نداد. در همین راستا Delval و همکاران، یک مدل وضعیتی با در نظر گرفتن تغییرات مرکز فشار و مرکز جرم به عنوان نتیجه هماهنگی از دو مکانیسم یک آونگ معکوس که به عنوان یک «استراتژی میج پا» در جهت قدامی خلفی عمل می‌کند که تحت کنترل عضلات میج پا است و بارگذاری دوطرفه اندام با ایجاد

References

- Bhattacharjee N, Maji S, Pal B, Goswami M. Understanding the role of ethnicity, age, sex and obesity on foot morphology: a systematic review. *Papers on Anthropology*. 2024;33(1):15-46. <https://doi.org/10.12697/poa.2024.33.1.02>.
- GBD 2021 US Obesity Forecasting Collaborators. National-level and state-level prevalence of overweight and obesity among children, adolescents, and adults in the USA, 1990-2021, and forecasts up to 2050. *Lancet*. 2024 Dec;404(10469):2278-98. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(24\)01548-4](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(24)01548-4).
- Sarkar A, Sawhney A. Effects of body mass index on biomechanics of adult female foot. *MOJ Anat Physiol*. 2017;4(1):232-36. <https://doi.org/10.15406/mojap.2017.04.00124>.
- Chen KC, Tung LC, Tung CH, Yeh CJ, Yang JF, Wang CH. An investigation of the factors affecting flatfoot in children with delayed motor development. *Res Dev Disabil*. 2014 Mar;35(3):639-45. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2013.12.012>.
- Joshi A, Kim A, Hsu N, Ayier A, Thompson JM. A Comparison of Demographic Diversity Between Orthopaedic Surgery Residents and ACGME Foot and Ankle Fellows From 2007 to 2022. *Foot Ankle Orthop*. 2024 Jul;9(3):24730114241263056. <https://doi.org/10.1177/24730114241263056>.
- Shaikh IA, Al Farouh M, Al Saadi EA. Prevalence of Ankle and Foot Conditions in a Multi-Ethnic Community Presenting to Primary Health Care Centres in Qatar. *Scholars Journal of Applied Medical Sciences*. 2021;9(6): 841-45.
- Wolff C, Steinheimer P, Warmerdam E, Dahmen T, Slusallek P, Schlinkmann C, et al. Effects of age, body height, body weight, body mass index and handgrip strength on the trajectory of the plantar pressure stance-phase curve of the gait cycle. *Front Bioeng Biotechnol*. 2023 Feb;11:1110099. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1110099>.
- Favier CD, Finnegan ME, Quest RA, Honeyfield L, McGregor AH, Phillips ATM. An open-source musculoskeletal model of the lumbar spine and lower limbs: a validation for movements of the lumbar spine. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2021 Sep;24(12):1310-25. <https://doi.org/10.1080/10255842.2021.1886284>.
- Stricker PR, LaBella CR. *Pediatric Sports Medicine*. 1st ed. CRC Press. 2024; pp: 287-94.
- Rogers J, Jones G, Cook JL, Wills K, Lahham A, Winzenberg TM. Chronic Plantar Heel Pain Is Principally Associated With Waist Girth (Systemic) and Pain (Central) Factors, Not Foot Factors: A Case-Control Study. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2021 Sep;51(9):449-58. <https://doi.org/10.2519/jospt.2021.10018>.
- de Castro MP, Abreu SC, Sousa H, Machado L, Santos R, Vilas-Boas JP. In-shoe plantar pressures and ground reaction forces during overweight adults' overground walking. *Res Q Exerc Sport*. 2014 Jun;85(2):188-97. <https://doi.org/10.1080/02701367.2014.893055>.
- Rice PE, Pate GA, Hill RD, DeVita P, Messier SP. The association between obesity, knee pain, and gait during stair descent in older adults with knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol)*. 2024 Apr;114:106228. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2024.106228>.
- 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. *J Biomech*. 2020 Jan;98:109477. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109477>.
- Razali N, Wah YB, Mohd Razali N, Yap B, Razali NMW, Razali NM, et al. Power comparisons of Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov, Lilliefors and Anderson-Darling test. *J Stat Model Analytics*. 2011;2(1):21-33.
- Jafarnejadgero 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>.
- Nourbakhsh SA, Sheikhoseini R, Piri H, Soltani F, Ebrahimi E. Spatiotemporal and kinematic gait changes in flexible flatfoot: a systematic review and meta-analysis. *J Orthop Surg Res*. 2025 Mar;20(1):223. <https://doi.org/10.1186/s13018-025-05649-8>.
- 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.
- Kirmizi M, Cakiroglu MA, Sengul YS, Elvan A, Simsek IE, Angin S. Investigation of the Relationships Among Clinical Measures of Foot Posture in Individuals with and Without Pronated Foot. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2021 Dec;111(6). <https://doi.org/10.7547/19-122>.
- Alahmri F, Alsaadi S, Ahsan M. Comparison of 3D Hip Joint Kinematics in People with Asymptomatic Pronation of the Foot and Non-Pronation Controls. *Malays J Med Sci*. 2021 Jun;28(3):77-85. <https://doi.org/10.21315/mjms2021.28.3.7>.
- Sánchez-Rodríguez R, Valle-Estévez S, Fraile-García PA, Martínez-Nova A, Gómez-Martín B, Escamilla-Martínez E. Modification of Pronated Foot Posture after a Program of Therapeutic Exercises. *Int J Environ Res Public Health*. 2020 Nov;17(22):8406. <https://doi.org/10.3390/ijerph17228406>.
- Yang J, Ou Z, Mao Z, Wang Y, Zhong Y, Dong W, et al. Reliability and validity of Foot Posture Index (FPI-6) for evaluating foot posture in participants with low back pain. *Sci Rep*. 2022 Dec;12(1):21168. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-22220-1>.
- Sala E, Lopomo NF, Tomasi C, Romagnoli F, Morotti A, Apostoli P, et al. Importance of Work-Related Psychosocial Factors in Exertion Perception Using the Borg Scale Among Workers Subjected to Heavy Physical Work. *Front Public Health*. 2021 Apr;9:678827. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2021.678827>.
- Jafarnejadgero AA, Sorkhe E, Oliveira AS. Motion-control shoes help maintaining low loading rate levels during fatiguing running in pronated female runners. *Gait Posture*. 2019 Sep;73:65-70. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.07.133>.
- Sangari DB. Diagnostic measures to inform training prescription to alter counter movement jump strategy and improve performance. Thesis. University of Pretoria; 2024.
- Amiri M, Heydaryan B, Moradivastghani F, Imani Brouj S. [The Effect of National Academy of Sports Medicine (NASM) Corrective Movements on Gait Kinetics in Middle Aged Men with Piriformis Syndrome]. *J Arak Uni Med Sci*. 2024; 27(2):61-67. <http://dx.doi.org/10.61186/jams.27.2.61>. [Article in Persian]
- Mizuguchi S, Sands WA, Wassinger CA, Lamont HS, Stone MH. A new approach to determining net impulse and identification of its characteristics in counter movement jumping: reliability and validity. *Sports Biomech*. 2015 Jun;14(2):258-72. <https://doi.org/10.1080/14763141.2015.1053514>.
- 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. *J Orthop Res*. 2018 Jan;36(1):397-404. <https://doi.org/10.1002/jor.23659>.

28. Bennell KL, Bowles KA, 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. *Ann Rheum Dis*. 2011 Oct;70(10):1770-74. <https://doi.org/10.1136/ard.2010.147082>.
29. Xu Y, Yang Y, He S, Yang C, Zhang S, Fu W, et al. Running-induced fatigue influences lower extremity muscle synergy and related biomechanics. *Gait Posture*. 2025 Jun;119:163-70. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2025.03.008>.
30. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E. Fatigue-related loading imbalance on the shank in running: a possible factor in stress fractures. *Ann Biomed Eng*. 2000 Apr;28(4):463-69. <https://doi.org/10.1114/1.284>.
31. 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. *J Orthop Res*. 2018 Oct;36(10):2679-86. <https://doi.org/10.1002/jor.24031>.
32. 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. *J Orthop Res*. 2014 Feb;32(2):324-30. <https://doi.org/10.1002/jor.22497>.
33. MacLean KFE, Callaghan JP, Maly MR. Effect of obesity on knee joint biomechanics during gait in young adults. *Cogent Medicine*. 2016; 3(1). <https://doi.org/10.1080/2331205X.2016.1173778>.
34. Delval A, Dujardin K, Tard C, Devanne H, Willart S, Bourriez JL, et al. Anticipatory postural adjustments during step initiation: elicitation by auditory stimulation of differing intensities. *Neuroscience*. 2012 Sep;219:166-74. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2012.05.032>.
35. Cau N, Cimolin V, Galli M, Precilios H, Tacchini E, Santovito C, et al. Center of pressure displacements during gait initiation in individuals with obesity. *J Neuroeng Rehabil*. 2014 May;11:82. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-82>.