مجله دانشگاه علوم پزشکی گرگان

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

دارای رتبه علمی -پژوهشی از کمیسیون نشریات علوم پزشکی کشور

e-ISSN: ۲۰۰۸-۴۰۸۰ p-ISSN:۱۵۶۲-۴۷۶۵

با دسترسی آزاد

تحقیقی

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

دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو*[۱]، احسان فخری میرزانق[۲]، دکتر فرهاد رضازاده[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 ۱۰۰۰هرتز) 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 (۳۴/۶۹±۱۷/۹) در مقایسه با گروه چاق با پای پرونیت (۲/۰۷±۹/۴۱) بیشتر بودند (P<۰/۰۵). 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 ، 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 ۰۴۵-۳۱۵۰۵۶۴۹

وصول ۱۴۰۳/۱۲/۱۵ اصلاح نهایی ۱۴۰۴/۳/۷ پذیرش ۱۴۰۴/۳/۲۰ انتشار In Press

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، سکته، 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 ۱۸/۹درصد 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 به عنوان 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 به عنوان یک مکانیسم مرکزی و به عنوان 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 طولانی‌مدت 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، ضعیف‌شدن لیگامان‌ها، اضافه وزن، کف پای صاف، زانوی ضربدری، اورشن پاشنه پا و دیگر اختلالات بیومکانیکی در اندام تحتانی مشارکت دارند.[۳] 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 به‌دلیل 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 بوه است[۸] و در نتیجه چاقی می‌تواند بر پرونیشن پا اثرگذار باشد.[۹و۱۰]

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 ۰/۶۳در سطح معنی‌داری ۰/۰۵، حجم نمونه ۱۲ نفر تعیین شد.[۱۴و۱۵]

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.[۱۶و۱۷]

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 شرکت کنندگان 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.[۱۸و۱۹] همچنین از معیار شش‌گانه اندازه‌گیری پا استفاده شد. از شرکت‌کنندگان خواسته شد در حالت آناتومیکی با آویزان

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، انحنای داخلی و خارجی مفصل مچ پا، 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 بودند. به‌طوری که هر معیار در مقیاسی بین − 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]

شرکت‌کنندگان 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 شرکت‌کنندگان خواسته شد تا با کفش‌های دویدن ترجیحی خود با سرعت ثابت ~ ۳/۳ متر بر ثانیه بر روی یک مسیر مستقیم پیاده‌روی ۱۸متری که در وسط آن یک صفحه نیروسنج تعبیه شده بود؛ بدوند. 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 بدوند که پای راست آنها با وسط صفحه نیرو برخورد نماید. پس از آشنایی شرکت‌کنندگان 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 به‌طور 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 شرکت‌کنندگان از مقیاس ادراکی بورگ ۶ تا ۲۰ استفاده شد.[۲۲] 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 ۶ تا ۲۰ بورگ یا ۸۰درصد حداکثر ضربان قلب به پایان رسید.[۲۲] بعد از اتمام پروتکل خستگی از شرکت‌کنندگان خواسته شد تا مجدداً پروتکل حرکت فرود از ارتفاع ۵۰ سانتی‌متر با تکرار تلاش ۳ بار روی صفحه نیرو را اجرا کنند.

پروتکل اجرای حرکت فرود: شرکت‌کنندگان هر دو گروه قبل از شروع آزمون به مدت ۱۰ دقیقه حرکات نرمشی و کششی انجام دادند. به‌طوری که دوی نرم رفت و برگشت در محیط ۱۸ متری آزمایشگاه را در ادامه حرکات زانو بلند درجا، پروانه و طناب‌زدن 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 شرکت‌کنندگان خواسته شد که با کفش ورزشی خود طی ۳ تلاش از روی تخته به ارتفاع ۶۲ سانتی‌متر حرکت فرود را بر صفحه نیرو طی دو شرایط قبل و بعد از خستگی بر روی صفحه نیرو انجام دهند.

نیروی عکس‌العمل زمین: داده‌های کینتیکی مطابق با مطالعات قبلی پردازش شد.[۱۵و۲۳] به‌طوری که مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین با فیلتر پایین‌گذر ۲۰ هرتز هموار شدند (فیلتر درجه چهارم باتروورث). 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 حرکت فرود بود. اولین اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین (FzHC) از داده‌های نیروهای عکس‌العمل 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 عکس‌العمل زمین طی اجرا به عنوان یکی از پارامترهای مهم انتخاب شدند.[۲۴و۲۵] دامنه نیروهای عکس‌العمل 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 (جدول یک) نشان داد که از لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری در مشخصات دموگرافیک سن و قد وجود نداشت. همچنین از لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری در مشخصات آنتروپومتریک وزن، شاخص توده بدنی، افت استخوان ناوی، دور کمر، نسبت دور کمر به ران و نسبت دور کمر به قد وجود داشت (P<۰/۰۰۱). همچنین نتایج نشان‌دهنده افزایش این مقادیر در گروه

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد مشخصات آنتروپومتریک دانشجویان مرد در گروه‌های دارای نمایه توده 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 بین‌گروهی: میانگین و انحراف استاندارد مقادیر مکانیکی ایمپالس و مرکز فشار دانشجویان مرد در گروه‌های دارای نمایه توده 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 درون‌گروهی: میانگین و انحراف استاندارد مقادیر مکانیکی ایمپالس و مرکز فشار قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی دانشجویان مرد در گروه‌های دارای نمایه توده 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±۹/۶۴	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

افراد چاق با پای پرونیت در مقایسه با گروه دارای نمایه توده 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 توده بدنی طبیعی با پای سالم (۱۷/۹±۳۴/۶۹) نسب 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 (P<۰/۰۳۶) طی حرکت فرود وجود داشت. به طوری که مقادیر ایمپالس در راستای محور داخلی-خارجی (۱۱/۳۴±۸/۶۲) در گروه دارای نمایه توده بدنی طبیعی با پای سالم در مقایسه با گروه افراد چاق با پای پرونیت (۶/۲±۲۶/۳۶) بزرگتر بود (جدول ۲).

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

نتایج آزمون درون‌گروهی از لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری 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 در گروه دارای نمایه توده بدنی طبیعی با پای سالم طی قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی طی حرکت فرود نشان نداد (جدول ۳).

نتایج آزمون درون‌گروهی از لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری 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 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 که اثر قابل‌توجهی بر روی تمام متغیرهای منحنی به‌دست آمده از نیرو داشته باشد. از آنجایی که متغیر ایمپالس نشانی از بار تجمعی وارده بر اندام در کل فاز اتکا ارائه می‌کنند؛[۲۷] 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.[۲۸] 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.[۲۹] 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 راه‌رفتن 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 به‌طور معنی‌داری طی راه‌رفتن کاهش یافت.[۳۱] در مطالعه دیگری درصد کاهش ایمپالس در مفاصل همراه با کاهش نیروهای وارده به مفاصل طی راه‌رفتن در سر بالایی در افراد سالم در مقایسه با افراد چاق گزارش شد.[۳۲] در مطالعه‌ای اثر چاقی بر بیومکانیک مفصل زانو طی راه‌رفتن در بزرگسالان چاق در مقایسه با گروه سالم پرداخته شد. نتایج نشان داد که کاهش سرعت راه‌رفتن 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 مچ پا» در جهت قدامی خلفی عمل می‌کند که تحت کنترل عضلات مچ پا است و بارگذاری دوطرفه اندام با ایجاد یک «استراتژی در مفصل ران» در جهت داخلی-خارجی، تحت کنترل عضلات ابداکتور / اداکتور مفصل ران عمل می‌کنند.[۳۴] سیمولین و همکاران[۳۵] به بررسی تغییرات مرکز فشار طی راه‌رفتن در افراد چاق پرداختند. نتایج نشان داد تغییرات مرکز فشار در جهت داخلی-خارجی در شرکت‌کنندگان چاق طی راه‌رفتن 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 شدکه 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 میرزانق 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 میرزانق: 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

بدین‌وسیله از تمامی شرکت‌کنندگان و کارشناسان مرکز سلامت و تندرستی دانشگاه محقق اردبیلی که ما را در اجرای این مطالعه یاری

نمودند؛ صمیمانه تشکر می گردد.

References

1. 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.
2. 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.
3. 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.
4. 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.
5. Joshi A, Kim A, Hsu N, Aiyer 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.
6. 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.
7. 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.
8. 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.
9. Stricker PR, LaBella CR. Pediatric Sports Medicine. 1st ed. CRC Press. 2024; pp: 287-94.
10. 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.
11. 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.
12. 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.
13. 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.
14. Razali N, Wah YB, Mohd Razali N, Yap B, Razali NMW, Razali NM, et al. Power comparisons of Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov, Liliefors and Anderson-Darling test. J Stat Model Analytics. 2011;2(1):21-33.
15. Jafarnezhadgero AA, Jahangirpour A, Parsa H, Sajedi H, Granacher U, Souza Oliveira A. The Impact of Excessive Body Weight and Foot Pronation on Running Kinetics: A Cross-Sectional Study. Sports Med Open. 2023 Dec;9(1):116. https://doi.org/10.1186/s40798-023-00663-8.
16. Nourbakhsh SA, Sheikhhoseini 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.
17. 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.
18. 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.
19. 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.
20. 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.
21. 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.
22. 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.
23. 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 Sep;73:65-70. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.07.133.
24. Sangari DB. Diagnostic measures to inform training prescription to alter countermovement jump strategy and improve performance. Thesis. University of Pretoria; 2024.
25. 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]
26. 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 Biomech. 2015 Jun;14(2):258-72. https://doi.org/10.1080/14763141.2015.1053514.

27. 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.