


Effect of Fatigue at the Heart Rate Deflection Point on the Frequency Components of Ground Reaction Forces during Walking in Individuals with Pronated Feet

Ahmad Fasihi¹, Marefat Siahkouhian² , Hamed Sheikhalizade³, AmirAli Jafarnezhadgero^{*4} 

1. PhD student of Sport Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

2. PhD, Professor of Sport Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

3. MSc of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

4. PhD, Assistant Professor of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Received: 2019.May.22 Revised: 2019.August.18 Accepted: 2019.October.02 Published Online: 2019.October.05

ABSTRACT

Background and Aims: A pronated foot is one of the lower limb malalignments which can lead to running related injuries. Another cause of running related injuries is running induced fatigue. The aim of the current study was to investigate the interaction effect of both pronated foot and fatigue at the heart rate deflection point on the frequency spectrum of ground reaction forces during walking.

Materials and Methods: Participants were assigned into two healthy (number=15) and pronated foot (number=15) groups. A Bertec force platform was used to record the ground reaction forces during barefoot walking before and after fatigue in heart rate deflection point. Ground reaction force was measured in vertical, anterior-posterior, and medio-lateral directions. Two way ANOVA with repeated measure was used for statistical analysis.

Results: The results showed significant Group by Fatigue interaction effect for the frequency with power 99.5% in the anterior-posterior ground reaction force ($p=0.030$, $\eta^2=0.181$). Also, the significant Group by Fatigue interaction effect for the frequency with the power 99.5% in the vertical direction ($p=0.018$, $\eta^2=0.212$) was observed. In addition, findings demonstrated significant Group by Fatigue interaction effect for the number of essential harmonics in the free moment curve ($p=0.044$, $\eta^2=0.158$).

Conclusion: According to the results, the interaction of both pronated foot and fatigue could be a risk factor for running injuries.

Keywords: Ground reaction force; Walking; Pronated foot; Free moment

How to cite this article: Authors. Effect of fatigue at the Heart Rate Deflection Point on the Frequency Components of Ground Reaction Force during Walking in Pronated Foot. J Rehab Med. 2020; 9(2):228-238.

اثر خستگی در نقطه شکست ضربان قلب بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن در افراد با پای پرونیت

احمد فصیحی^۱، معرفت سیاهکوهیان^۲، حامد شیخ‌علیزاده^۳، امیرعلی جعفرنژادگرو^{۴*}

۱. دانشجوی دکتری فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۲. استاد فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۳. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۴. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۷/۱۰

بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۵/۲۷

دریافت مقاله ۱۳۹۸/۰۳/۰۱

چکیده

مقدمه و اهداف: پای پرونیت یکی از ناهنجاری‌های اندام تحتانی است که می‌تواند منجر به آسیب‌های ناشی از دویدن شود. خستگی ناشی از دویدن یکی دیگر از علل آسیب‌های ناشی از دویدن است؛ بنابراین هدف مطالعه حاضر بررسی اثر تعاملی خستگی ناشی از دویدن در نقطه شکست ضربان قلب و پای پرونیت بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن بود.

مواد و روش‌ها: در پژوهش حاضر آزمودنی‌ها به ترتیب در دو گروه سالم (تعداد=۱۵ نفر) و پای پرونیت (تعداد=۱۵ نفر) قرار گرفتند. یک سیستم صفحه نیرو برتک جهت ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن با پای برهنه قبل و بعد از خستگی در نقطه شکست ضربان قلب استفاده شد. نیروی عکس‌العمل در جهت‌های عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی اندازه‌گیری شد. از آزمون آماری تی مستقل و همبسته جهت مقایسه آماری داده‌ها استفاده شد.

یافته‌ها: یافته‌ها اثر تعاملی معنی‌داری را بین گروه و خستگی در فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه‌ی قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین نشان داد ($p=0/030$; $r=0/181$ ؛ مجذور اتا). همچنین یافته‌ها اثر تعاملی معنی‌داری را بین گروه و خستگی در فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه‌ی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نشان داد ($p=0/018$; $r=0/212$ ؛ مجذور اتا). به‌علاوه، یافته‌ها اثر تعاملی معنی‌داری را بین گروه و خستگی در تعداد هارمونی‌های ضروری مولفه‌ی گشتاور آزاد نشان داد ($p=0/044$; $r=0/158$ ؛ مجذور اتا).

نتیجه‌گیری: بر طبق نتایج حاضر، تعامل دو عامل خستگی و پای پرونیت می‌تواند یک ریسک‌فاکتور برای ایجاد آسیب‌های دویدن باشد.

واژه‌های کلیدی: نیروی عکس‌العمل زمین؛ راه رفتن؛ پای پرونیت؛ گشتاور آزاد

نویسنده مسئول: امیرعلی جعفرنژادگرو، استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

آدرس ایمیل: amiralijafarnezhad@gmail.com

مقدمه و اهداف

تعیین شدت تمرینات هوازی استفاده می‌شود.^[۱۳] شکست ضربان قلب در واقع نقطه انحراف ضربان قلب از خط مستقیم، در ارتباط بین بار کار و ضربان قلب است که در طول یک بار کار فزاینده رخ می‌دهد.^[۱۴]

خستگی به عنوان عدم توانایی فرد برای تولید نیروی مورد نیاز و یا ناتوانی در حفظ نیروی تولیدشده برای انجام یک فعالیت تعریف می‌شود.^[۱۵، ۱۶] بروز خستگی از موانع مهم اجرای مطلوب فعالیت ورزشی به شمار می‌رود که با توجه به نوع فعالیت ورزشی، چندین عامل می‌توانند در بروز خستگی نقش داشته باشند.^[۱۷] همچنین خستگی می‌تواند بر روی یادگیری و اجرای حرکتی و تمرکز فرد تاثیر بگذارد.^[۱۸] از دیگر تأثیرات مخرب خستگی می‌توان به کاهش کنترل عصبی-عضلانی و حسی-حرکتی اشاره کرد که در واقع این اختلالات می‌تواند در افزایش خطر آسیب‌دیدگی اندام تحتانی سهمیم باشد.^[۱۹] همچنین خستگی علاوه بر کاهش نیروی مفصل و فعالیت عضلات، موجب افزایش گشتاور^[۲۰] تغییر دامنه حرکتی و زوایای مفصل می‌شود.^[۲۱] خستگی ایجادشده بر روی نیروهای عکس‌العمل نیز بی‌تاثیر نیست.

متغیرهای کینتیکی مانند نیروی‌های عکس‌العمل زمین در طیف فرکانس بیان‌کننده تغییرات مکانیکی مربوط به بیماری‌ها و تغییرات اندام تحتانی هستند که از میان پارامترهای راه رفتن متغیرهای کینماتیکی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار هستند.^[۲۲، ۲۳] دامنه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین به عنوان تابعی در حوزه فرکانس به جای تابعی در واحد زمان نمایش داده می‌شود و توسط الگوهای نوسانات موجود در داده‌ها مشخص می‌شود.^[۲۴] تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس از متغیرهای بیومکانیکی مانند نیروهای عکس‌العمل زمین (GRF) جهت ارزیابی محتوای فرکانس سیگنال‌های طبیعی و غیرطبیعی در فعالیت‌هایی نظیر راه رفتن استفاده می‌گردد.^[۲۵-۲۹] در تجزیه و تحلیل راه رفتن، یک سیگنال از مجموع نوسانات متعدد حرکتی تشکیل می‌شود. سیگنال‌هایی که می‌توانند از یک الگوی حرکت انتقالی آنالیز شوند، شامل الگوهای حرکت زاویه‌ای مفاصل مچ پا، زانو و ران و یا نیروهای عکس‌العمل زمین طی فاز اتکا می‌باشند.^[۳۰، ۳۱] تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس اطلاعاتی را در مورد جزئیات فرکانس‌هایی که یک سیگنال خاص را تشکیل می‌دهند، ارائه می‌کند.^[۳۲] از آنجایی که هر مؤلفه آناتومیکی فرکانس فعالیت مربوط به خود را دارد، تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین به توصیف دامنه و قدرت این مؤلفه‌ها در طیف فرکانس کمک می‌کند. بررسی محتوای فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین اثر فرکانس‌های بالا و پایین را روی افراد نشان می‌دهد. وردمن در مطالعات خود در مورد بیماران مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس پیشنهاد کرد که تجزیه و تحلیل طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین، امکان پیش‌بینی این

راه رفتن اصلی‌ترین حرکت انسان برای جابه‌جایی و فعالیت بدنی است. راه رفتن فعالیتی کاملاً هماهنگ و پیچیده است که با همکاری سیستم عصبی، عضلانی و اسکلتی انجام می‌شود.^[۱] تحقیقات گذشته نشان داده‌اند که راه رفتن طبیعی به فرمان‌های کنترل‌شده از دستگاه عصبی، تولید مقدار نیروی مشخص توسط عضلات و دامنه حرکتی مشخص برای هر مفصل نیاز دارد؛ بدین معنی که اختلال به‌وجودآمده در هر یک از این موارد می‌تواند باعث راه رفتن غیرطبیعی شود.^[۲] یکی از ناهنجاری‌های اسکلتی اندام تحتانی که بسیار شایع است، پرونیشن پا است که می‌تواند عوارضی همچون کاهش قوس طولی-داخلی پا ایجاد کند که همراه با آن استخوان در سطح داخلی پا، افت پیدا می‌کند.^[۳] این افراد دچار بسیاری از اختلالات بیومکانیکی در پا و مچ پا می‌شوند.^[۳، ۴] این اختلالات می‌تواند موجب درد در تاندون آشیل، درد ساق، کشیدگی همسترینگ، کشیدگی کوادریسپس شود.^[۴] با توجه به اینکه پا انتهایی‌ترین زنجیره حرکتی بدن را تشکیل می‌دهد و محدوده به نسبت کوچکی از سطح اتکا را به منظور حفظ تعادل فراهم می‌کند، این موضوع منطقی به نظر می‌رسد که حتی تغییرات اندک در محدوده کوچکی از سطح اتکا، تعادل و کنترل قامت را تحت تاثیر قرار دهد.^[۵]

با توجه به کینماتیک یا فشارهای کف پای، مشخص شده است که افرادی که دارای پای پرونیته هستند، در مولفه‌ی عمودی نیروی واکنش زمین دارای اوج دوم پایین‌تری می‌باشند.^[۶] ایجاد حداکثر نیرو در قسمت فوقانی پا و اوج کم، موجب ایجاد حداکثر نیروی در قسمت میانی پا^[۶]، مقدار حداکثری ایمپالس در قسمت قدامی-خلفی^[۷] و گشتاور اینورتوری بالا در این افراد نسبت به افراد سالم می‌شود.^[۸] گزارشات گذشته نشان داده‌اند افرادی که دارای پای پرونیته هستند، فعالیت برخی از عضلات پای آن‌ها اعم از تیبیالیس خلفی، قدامی، فلکسورهای انگشتان و ساق پا افزایش می‌یابد و فعالیت عضلات چرخش‌دهنده خارجی نسبت به افراد با کف پای طبیعی در هنگام راه رفتن کاهش می‌یابد.^[۸، ۹] همچنین در زمینه کینماتیک راه رفتن گزارش شده است که پای پرونیته در افراد موجب چرخش خارجی لگن، والگوس زانو و محدودیت حرکتی در صفحه فرونتال در هنگام راه رفتن می‌شود.^[۱۰]

جهت ایجاد خستگی پروتکل‌های مختلفی وجود دارد که یکی از پروتکل‌های خستگی، فعالیت در نقطه شکست ضربان قلب می‌باشد و گزارش شده است که نقطه شکست ضربان قلب با آستانه بی‌هوازی همزمان می‌باشد.^[۱۱، ۱۲] در طول اجرای فعالیت‌های ورزشی، نقطه عبور از متابولیسم هوازی به بی‌هوازی، برای تعیین سطح مناسب شدت فعالیت‌های ورزشی استفاده می‌شود؛ از این‌رو، نقطه شکست ضربان قلب (HRDP) برای ارزیابی و برنامه‌ریزی

نیوتن بود.^[۳۶، ۳۷] داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از فیلتر باترورث مرتبه چهارم و با برش فرکانس ۲۰ هرتز انجام شد. پس از فیلتر کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین، تحلیل هارمونیک طبق رابطه زیر و با استفاده از نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۶ از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد. دامنه فرکانس به صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین می‌شود، مجموع n هارمونیک برابر است با:

رابطه ۱:

$$F(t) = \sum A_n \sin(n\omega_0 t + \theta_n)$$

A_n = دامنه ω_0 = فرکانس پایه n = ضریب هارمونیک θ_n = زاویه فازی

برای ارزیابی محتوای فرکانس نیروی، شاخص‌های زیر محاسبه می‌شوند^[۱۱، ۳۸]:

رابطه ۲:

$$\int_0^{f_{99.5}} p(f) df = 0.995 \times \int_0^{f_{max}} p(f) df$$

 p = توان محاسبه شده f_{max} = حداکثر فرکانس سیگنال، میانه فرکانس نیرو

میانه فرکانس در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد.

رابطه ۳:

$$\int_0^{f_{med}} p(f) df = \int_{f_{med}}^{f_{max}} p(f) df$$

f_{max} = حداکثر فرکانس سیگنال
 f_{med} = میانه فرکانس سیگنال

پهنای باند فرکانس نیرو برابر با تفاوت بین فرکانس حداکثر و حداقل است. توان سیگنال برابر با توان هارمونی‌های بیشتر از نصف حداکثر توان سیگنال باشد.

رابطه ۴:

$$f_{band} = f_{max} - f_{min} \text{ (when } p > 1/2 \times p_{max} \text{)}$$

f_{max} = حداکثر فرکانس سیگنال
 f_{min} = حداقل فرکانس سیگنال
 f_{band} = پهنای باند سیگنال
 p_{max} = حداکثر توان سیگنال

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود که بر طبق روش اشناپدر، تعداد هارمونیک ضروری n_e برای بازسازی سطح ۹۵٪ از داده‌ها به عنوان تعدادی از هارمونیک‌ها که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ است، در نظر گرفته شد.^[۳۸]

بیماری را فراهم می‌کند.^[۱۴] علی‌رغم اهمیت بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین، مقایسه‌ای بین اثر خستگی در نقطه شکست ضربان قلب بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن تاکنون به لحاظ علمی مورد بررسی قرار نگرفته است؛ بنابراین، پژوهش حاضر با هدف بررسی اثر خستگی در نقطه شکست ضربان قلب بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن در افراد با پای پرونیته انجام گرفت. فرضیه پژوهش حاضر عبارت است از خستگی در نقطه شکست ضربان قلب بر مؤلفه قدامی-خلفی، داخلی-خارجی و عمودی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای پای پرنیت طی راه رفتن تأثیرگذار است.

مواد و روش‌ها

با استفاده از نرم‌افزار G*Power، حجم نمونه حداقلی ۳۰ نفر برآورد شد تا توان آماری ۰/۸، اندازه اثر ۰/۸ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ حاصل شود.^[۳۳] آزمودنی پژوهش حاضر، شامل ۱۵ نفر پسر سالم با میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر $24/66 \pm 3/29$ سال، $170/52 \pm 11/66$ سانتی‌متر و $66/56 \pm 15/42$ کیلوگرم و ۱۵ نفر مرد سالم با میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر $25/27 \pm 3/14$ سال، $173/7 \pm 6/2$ سانتی‌متر و $72/3 \pm 4/7$ کیلوگرم بود. معیارهای ورود به تحقیق حاضر با توجه به شرایط مطالعه افراد دارای پای پرونیته انتخاب شدند، هر آزمودنی فرم رضایت‌نامه را تکمیل و امضا نمودند. شرایط خروج از تحقیق شامل سابقه عمل جراحی در ناحیه اندام تحتانی، ناهنجاری‌های ستون فقرات، پوکی استخوان، شکستگی یا اختلال در راه رفتن بود. قبل از اجرای آزمون، اهداف و روش مطالعه برای آزمودنی‌ها شرح داده شد.

با استفاده از صفحه نیرو برتک (Bertec, USA) با ابعاد (۴۰۰×۶۰۰ میلی‌متر مربع) نیروهای عکس‌العمل زمین در جهت‌های عمودی (Fz)، قدامی-خلفی (Fy) و داخلی-خارجی (Fx) هنگام راه رفتن اندازه‌گیری شد. فرکانس نمونه‌برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز تعیین شد.^[۳۴] این صفحه نیرو در نیمه راه یک مسیر ۱۵ متری به گونه‌ای قرار گرفته بود که آزمودنی حداقل ۶ گام قبل از رسیدن به صفحه نیرو برمی‌داشت. قبل از شروع ثبت داده‌ها، ابتدا صفحه نیرو کالیبره شد. برای تعیین پای غالب آزمودنی از آزمون شوت فوتبال استفاده شد.^[۳۵] برای تنظیم قرارگیری پای آزمودنی‌ها بر روی صفحه نیرو طی راه رفتن، ۵ مرتبه عمل راه رفتن به طور آزمایشی توسط هر آزمودنی انجام گرفت. پس از آن ۵ کوشش قابل قبول با سرعت مشخص انجام شد و الگوی دوییدن پاشنه به پنجه (کینتیکی) هر آزمودنی ثبت گردید. در مواردی مانند از دست دادن تعادل آزمودنی و برخورد پا با لبه صفحه نیرو، آزمون تکرار شد. طی فاز راه رفتن در هنگام برخورد پاشنه با زمین توسط بیشتر بودن نیروی عمودی عکس‌العمل بیشتر از ۲۰ نیوتن و جدا شدن پنجه میزان کمتر از ۲۰

یافته‌ها

رابطه ۵:

$$\sum_{n=1}^{n_e} \frac{\sqrt{A_n^2 + B_n^2}}{\sum_{n=1}^m \sqrt{A_n^2 + B_n^2}} \leq 0.95$$

هیچ‌یک از مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عمودی عکس-العمل زمین (شامل فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، تعداد هارمونی‌های ضروری، میانه فرکانس، پهنای باند فرکانس) بین دو گروه سالم و پای پرونیت اختلاف معنی‌داری را نشان نداد ($P > 0.05$) (جدول ۱).

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک تایید شد. از آزمون آماری آنالیز واریانس دوسویه جهت تحلیل داده‌ها استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام گرفت.

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد در دو گروه سالم و پای پرونیت (آزمون تی مستقل برای پیش‌آزمون)

راستا	متغیر	گروه سالم	گروه پای پرونیت	سطح معنی‌داری	اندازه اثر
مولفه‌های داخلی-خارجی نیروی عکس-العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۴/۸۴±۸/۸۸	۱۵/۵۳±۵/۹۵	۰/۸۱۷	۰/۰۹
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۷/۵۳±۴/۸۵	۱۹/۶۹±۴/۴۶	۰/۲۹۹	۰/۴۱
	میانه فرکانس	۲/۰۷±۰/۲۷	۲/۰۰±۰/۰۰	۰/۳۲۷	۰/۵۵
مولفه‌ی قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰
	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۲/۶۹±۳/۹۰	۱۰/۰۰±۴/۰۶	۰/۰۹۸	۰/۶۷
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۷/۷۹±۷/۸۷	۱۷/۹۲±۶/۴۹	۰/۹۵۷	۰/۰۲
مولفه‌ی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین	میانه فرکانس	۲/۳۰±۰/۹۴	۲/۱۵±۰/۹۸	۰/۶۸۹	۰/۱۵
	پهنای باند فرکانس	۱/۵۳±۰/۵۱	۱/۴۶±۰/۵۱	۰/۷۰۹	۰/۱۴
	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۸/۶۹±۲/۰۹	۸/۰۰±۱/۱۵	۰/۳۰۷	۰/۴۲
مولفه‌های گشتاور آزاد	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۴/۶۱±۴/۶۹	۱۷/۵۳±۴/۸۰	۰/۱۳۰	۰/۶۱
	میانه فرکانس	۲/۰۰±۰/۴۰	۱/۷۶±۰/۵۹	۰/۲۶۲	۰/۴۵
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۷±۰/۲۷	۱/۰۷±۰/۲۷	۱/۰۰۰	۰
مولفه‌های گشتاور آزاد	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۳/۳۰±۷/۵۵	۱۶/۶۹±۸/۹۷	۰/۳۰۹	۰/۴۱
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۸/۲۳±۶/۰۸	۱۵/۸۴±۵/۱۹	۰/۲۹۳	۰/۴۲
	میانه فرکانس	۲/۳۸±۰/۷۶	۲/۷۶±۰/۵۹	۰/۱۶۷	۰/۵۶
	پهنای باند فرکانس	۱/۳۸±۰/۵۰	۱/۴۶±۰/۵۱	۰/۷۰۵	۰/۱۵

*سطح معنی‌داری $P < 0.05$

دو گروه سالم و پای پرونیت اختلاف معنی‌داری را نشان نداد ($P > 0.05$) (جدول ۲).

هیچ‌یک از مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (شامل فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، تعداد هارمونی‌های ضروری، میانه فرکانس، پهنای باند فرکانس) بین

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد در گروه سالم (آزمون تی همبسته)

راستا	متغیر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	سطح معنی‌داری	اندازه اثر
مولفه‌های داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۴/۸۴±۸/۸۸	۱۶/۳۸±۴/۹۵	۰/۶۳۰	۰/۲۲
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۷/۵۳±۴/۸۵	۱۷/۴۶±۶/۰۰	۰/۹۶۹	۰/۰۱
	میان‌فرکانس	۲/۰۷±۰/۲۷	۲/۱۵±۰/۳۷	۰/۵۸۴	۰/۲۵
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
مولفه‌ی قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۲/۶۹±۳/۹۰	۱۵/۰۷±۴/۴۰	۰/۰۹۹	۰/۵۷
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۷/۷۹±۷/۸۷	۱۶/۳۰±۶/۷۰	۰/۵۷۷	۰/۲۰
	میان‌فرکانس	۲/۳۰±۰/۹۴	۲/۰۷±۰/۸۶	۰/۵۱۳	۰/۲۵
	پهنای باند فرکانس	۱/۵۳±۰/۵۱	۱/۳۰±۰/۴۸	۰/۱۹۰	۰/۴۶
مولفه‌ی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۸/۶۹±۲/۰۹	۷/۵۳±۰/۷۷	۰/۰۵۴	۰/۸۱
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۴/۶۱±۴/۶۹	۱۷/۲۳±۲/۸۳	۰/۰۸۸	۰/۶۹
	میان‌فرکانس	۲/۰۰±۰/۴۰	۱/۹۲±۰/۲۷	۰/۵۸۴	۰/۲۳
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۷±۰/۲۷	۱/۰۰±۰/۰۰	۰/۳۳۷	۰/۵۱
مولفه‌های گشتاور آزاد	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۳/۳۰±۷/۵۵	۱۵/۹۲±۶/۰۶	۰/۴۱۷	۰/۳۸
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۸/۲۳±۶/۰۸	۱۳/۸۴±۷/۴۴	۰/۰۸۶	۰/۶۹
	میان‌فرکانس	۲/۳۸±۰/۷۶	۲/۳۰±۰/۸۵	۰/۷۵۳	۰/۰۹
	پهنای باند فرکانس	۱/۳۸±۰/۵۰	۱/۲۳±۰/۵۹	۰/۵۴۹	۰/۰۹

*سطح معنی‌داری $P < 0/05$

هیچ‌یک از مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (شامل فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، تعداد هارمونی‌های ضروری، میان‌فرکانس، پهنای باند فرکانس) بین دو گروه سالم و پای پرونیت اختلاف معنی‌داری را نشان نداد ($P > 0/05$) (جدول ۳).

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد در گروه پای پرونیت (آزمون تی همبسته)

راستا	متغیر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	سطح معنی‌داری	اندازه اثر
مولفه‌های داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۵/۵۳±۵/۹۵	۱۲/۴۶±۶/۴۷	۰/۲۴۶	۰/۴۹
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۹/۶۹±۵/۴۶	۱۶/۰۰±۶/۳۱	۰/۱۰۷	۰/۶۲
	میان‌فرکانس	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۱۵±۰/۳۷	۰/۱۶۵	۰/۸۱
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۱۵±۰/۳۷	۰/۱۶۵	۰/۸۱
مولفه‌ی قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۰/۰۰±۴/۰۶	۱۲/۷۶±۴/۷۱	۰/۱۵۰	۰/۶۲
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۷/۹۲±۶/۴۹	۱۸/۴۶±۵/۱۸	۰/۸۴۱	۰/۰۹
	میان‌فرکانس	۲/۱۵±۰/۹۸	۲/۱۵±۰/۹۸	۱/۰۰۰	۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۴۶±۰/۵۱	۱/۳۸±۰/۵۰	۰/۶۷۳	۰/۱۵
مولفه‌ی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۸/۰۰±۱/۱۵	۷/۵۳±۰/۹۶	۰/۱۹۰	۰/۴۴
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۷/۵۳±۴/۸۰	۱۷/۲۳±۴/۰۲	۰/۸۴۹	۰/۰۶
	میان‌فرکانس	۱/۷۶±۰/۵۹	۱/۶۹±۰/۴۸	۰/۷۲۱	۰/۱۳
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۷±۰/۲۷	۱/۰۰±۰/۰۰	۰/۳۳۷	۰/۵۱
مولفه‌های گشتاور آزاد	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۶/۶۹±۸/۹۷	۱۶/۲۳±۶/۵۷	۰/۸۸۱	۰/۰۵
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۵/۸۴±۵/۱۹	۱۷/۳۳±۴/۶۶	۰/۳۲۷	۰/۳۰
	میان‌فرکانس	۲/۷۶±۰/۵۹	۲/۳۸±۰/۵۰	۰/۱۳۷	۰/۶۹
	پهنای باند فرکانس	۱/۴۶±۰/۵۱	۱/۳۰±۰/۴۸	۰/۳۳۷	۰/۳۲

*سطح معنی‌داری $P < 0/05$

در دو گروه پای پرونیت و گروه سالم دارای اختلاف معنی‌دار بود ($d=0/212$; $p=0/018$). به‌علاوه، تعداد هارمونی‌های ضروری در مولفه‌ی گشتاور آزاد در اثر تعاملی گروه-زمان در دو گروه پای پرونیت و گروه سالم دارای اختلاف معنی‌دار بود ($p=0/044$; $d=0/158$).

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه‌ی قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین در اثر تعاملی زمان در دو گروه پای پرونیت و گروه سالم دارای اختلاف معنی‌دار بود ($d=0/181$; $p=0/030$). همچنین فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه‌ی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در اثر تعاملی زمان

جدول ۴. اثر عامل زمان، گروه و زمان-گروه بر مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در بین دو گروه پای پرونیت و گروه سالم

متغیر	گروه کنترل					گروه تجربی					سطح معنی‌داری (اندازه اثر)		
	پیش‌آزمون		پس‌آزمون		Δ (%)	پیش‌آزمون		پس‌آزمون		Δ (%)	اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر عامل زمان×گروه
	M	SD	M	SD		M	SD	M	SD				
f99.5X	۱۴/۸	۸/۸	۱۶/۳	۴/۹	۰/۲۱	۱۵/۵	۵/۹	۱۲/۴	۶/۴	۰/۵۰	۰/۷۰۴	۰/۳۵۶	۰/۲۶۰
EsX	۱۷/۵	۴/۸	۱۷/۴	۶/۰		۱۹/۶	۵/۴	۱۶/۰	۶/۳		۰/۲۰۴	۰/۸۴۱	۰/۲۲۲
MedX	۲/۰	۰/۲	۲/۱	۰/۳	۰/۰۱	۲/۰	۰/۰	۲/۱	۰/۳	۰/۶۱	۰/۱۹۲	۰/۶۳۵	۰/۶۵۹
BandX	۱/۰	۰/۰	۱/۰	۰/۰		۱/۰	۰/۰	۱/۱	۰/۳		۰/۱۹۲	۰/۶۳۵	۰/۶۵۹
f99.5y	۱۲/۶	۳/۹	۱۵/۰	۴/۴	۰/۴۰	۱۰/۰	۴/۰	۱۲/۷	۴/۷	۰/۶۶	۰/۱۵۳	۰/۱۵۳	۰/۱۵۳
Esy	۱۷/۷	۷/۸	۱۶/۳	۶/۷		۱۰/۰	۴/۰	۱۲/۷	۴/۷		۰/۱۵۳	۰/۱۵۳	۰/۱۵۳
Medy	۲/۳	۰/۹	۲/۰	۰/۸	۰/۵۷	۱۷/۹	۶/۴	۱۸/۴	۵/۱	۰/۶۲	*۰/۰۳۰	۰/۰۵۷	۰/۸۶۵
Bandy	۱/۵	۰/۵	۱/۳	۰/۴		۱۷/۹	۶/۴	۱۸/۴	۵/۱		۰/۰۳۰	۰/۰۵۷	۰/۸۶۵
f99.5z	۸/۶	۲/۰	۷/۵	۰/۷	۰/۱۹	۱/۲	۰/۹	۲/۱	۰/۹	۰/۰۸	۰/۶۱۷	۰/۸۹۷	۰/۶۱۷
Es.z	۱۴/۶	۴/۶	۱۷/۲	۲/۸		۱/۲	۰/۹	۲/۱	۰/۹		۰/۶۱۷	۰/۸۹۷	۰/۶۱۷
Medz	۲/۰	۰/۴	۱/۹	۰/۲	۰/۳۵	۱/۴	۰/۵	۱/۳	۰/۵	۰	۰/۲۱۸	۱/۰۰۰	۰/۵۳۳
bandz	۱/۰	۰/۲	۱/۰	۰/۰		۱/۴	۰/۵	۱/۳	۰/۵		۰/۲۱۸	۱/۰۰۰	۰/۵۳۳
f99.5tz	۱۳/۳	۷/۵	۱۵/۹	۶/۰	۰/۴۴	۸/۰	۱/۱	۷/۵	۰/۹	۰/۲۰	۰/۰۱۸	۰/۴۲۱	۰/۲۸۷
EsXtz	۱۸/۲	۶/۰	۱۳/۸	۷/۴		۸/۰	۱/۱	۷/۵	۰/۹		۰/۰۱۸	۰/۴۲۱	۰/۲۸۷
Medtz	۲/۳	۰/۷	۲/۳	۰/۸	۰/۸۱	۱۷/۵	۴/۸	۱۷/۲	۴/۰	۰/۵۰	۰/۲۸۷	۰/۲۵۲	۰/۱۸۰
Bandtz	۱/۳	۰/۵	۱/۲	۰/۵		۱۷/۵	۴/۸	۱۷/۲	۴/۰		۰/۲۸۷	۰/۲۵۲	۰/۱۸۰
f99.5tz	۱۳/۳	۷/۵	۱۵/۹	۶/۰	۰/۷۰	۱/۷	۰/۵	۱/۶	۰/۴	۰/۰۶	۰/۵۴۶	۰/۰۸۳	۱/۰۰۰
EsXtz	۱۸/۲	۶/۰	۱۳/۸	۷/۴		۱/۷	۰/۵	۱/۶	۰/۴		۰/۵۴۶	۰/۰۸۳	۱/۰۰۰
Medtz	۲/۳	۰/۷	۲/۳	۰/۸	۰/۱۶	۱/۰	۰/۲	۱/۰	۰/۰	۰/۲۲	۰/۱۷۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
Bandtz	۱/۳	۰/۵	۱/۲	۰/۵		۱/۰	۰/۲	۱/۰	۰/۰		۰/۱۷۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
f99.5tz	۱۳/۳	۷/۵	۱۵/۹	۶/۰	۰	۱۶/۶	۸/۹	۱۶/۲	۶/۵	۰	۰/۰۷۷	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
EsXtz	۱۸/۲	۶/۰	۱۳/۸	۷/۴		۱۶/۶	۸/۹	۱۶/۲	۶/۵		۰/۰۷۷	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
Medtz	۲/۳	۰/۷	۲/۳	۰/۸	۰/۳۸	۱۶/۶	۸/۹	۱۶/۲	۶/۵	۰/۰۵	۰/۶۲۵	۰/۳۴۳	۰/۴۸۶
Bandtz	۱/۳	۰/۵	۱/۲	۰/۵		۱۶/۶	۸/۹	۱۶/۲	۶/۵		۰/۶۲۵	۰/۳۴۳	۰/۴۸۶
f99.5tz	۱۳/۳	۷/۵	۱۵/۹	۶/۰	۰/۰۵	۱۵/۸	۵/۱	۱۷/۳	۴/۶	۰/۳۰	۰/۳۱۷	۰/۷۶۰	۰/۰۴۴
EsXtz	۱۸/۲	۶/۰	۱۳/۸	۷/۴		۱۵/۸	۵/۱	۱۷/۳	۴/۶		۰/۳۱۷	۰/۷۶۰	۰/۰۴۴
Medtz	۲/۳	۰/۷	۲/۳	۰/۸	۰/۶۵	۲/۷	۰/۵	۲/۳	۰/۵	۰/۸۰	۰/۱۸۷	۰/۲۹۱	۰/۳۷۴
Bandtz	۱/۳	۰/۵	۱/۲	۰/۵		۲/۷	۰/۵	۲/۳	۰/۵		۰/۱۸۷	۰/۲۹۱	۰/۳۷۴
f99.5tz	۱۳/۳	۷/۵	۱۵/۹	۶/۰	۰/۲۰	۱/۴	۰/۵	۱/۳	۰/۴	۰/۲۲	۰/۳۰۴	۰/۶۰۴	۱/۰۰۰
EsXtz	۱۸/۲	۶/۰	۱۳/۸	۷/۴		۱/۴	۰/۵	۱/۳	۰/۴		۰/۳۰۴	۰/۶۰۴	۱/۰۰۰

بحث

همچنین نتایج نشان داد که فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه‌ی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در اثر تعاملی زمان در دو گروه پای پرونیت و گروه سالم دارای اختلاف معنی‌دار بود که با تحقیق علوی و همکاران که به بررسی اثر کفی بر افراد دارای پای پرونیت پرداخته‌اند، هم‌راستا بود. در تبیین این نتیجه می‌تواند اذعان داشت که کاهش محتوای فرکانس مولفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نشان‌دهنده نوسان کمتر در حرکت می‌باشد. [۴۶، ۲۹] کاهش نوسان می‌تواند نشان‌دهنده کنترل پاسچری بهتر در راستای عمودی باشد. تحقیقات گذشته بیان نموده‌اند که بالا بودن محتوای فرکانسی، باعث ناپایداری و لغزش در الگوی حرکتی می‌گردد. [۴۶، ۲۹]؛ بنابراین پایین بودن محتوای فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه‌ی عمودی گروه با پای پرونیت می‌تواند نشان‌دهنده بالا بودن نوسان پاسچر در هنگام حرکت باشد.

نتایج نشان داد که تعداد هارمونی‌های ضروری در مولفه‌ی گشتاور آزاد در اثر تعاملی گروه-زمان در دو گروه پای پرونیت و گروه سالم دارای اختلاف معنی‌دار بود. گشتاور آزاد یک گشتاور حول محور عمودی است که به علت نیروهای برشی بین پا و زمین طی فاز استقرار ایجاد می‌شود. [۴۷] گشتاور آزاد نقش مهمی در کنترل اندازه حرکت زاویه‌ای بدن در صفحه عرضی بدن دارد. [۴۷] علاوه بر این، گشتاور آزاد نقش مهمی در ایجاد استرس فراکچر تیپا دارد. [۴۸] با این وجود، پایین بودن تعداد هارمونی ضروری در مولفه گشتاور آزاد می‌تواند به دلیل نقص در کنترل حرکت زاویه بدن در افراد دارای پای پرونیت باشد. علاوه بر این، طبق گزارش مطالعات گذشته، خستگی می‌تواند از طریق تغییر در گشتاور آزاد فعالیت عضله را تحت تاثیر قرار دهد، همچنین بیان شده است که تغییرات به وجود آمده ناشی از تغییر در تون عضله در اندام تحتانی در طی فعالیت ورزشی است. [۴۹]؛ بنابراین کاهش معنی‌دار میانگین میزان فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد نیروهای عکس‌العمل زمین در مولفه‌های عمودی و قدامی-خلفی و میانگین میزان میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در مولفه قدامی-خلفی ممکن است به این علت باشد که خستگی با تحت تاثیر قرار دادن تون عضله منجر به کاهش عملکرد اجزاء نوسانی سیستم عصبی-حرکتی می‌شود، اما با این وجود در پژوهش حاضر در افراد دارای عارضه پای پرونیت و سالم اختلاف معنی‌داری به دست نیامد.

با وجود این، مطالعه مشابه‌ای که به بررسی محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد با پای پرونیت طی مراحل مختلف پرداخته باشد، مشاهده نشد. به همین دلیل امکان مقایسه مستقیم نتایج پژوهش حاضر با سایر پژوهش‌ها میسر نیست.

یکی از روش‌های درمانی رایج جهت کاهش عوارض ناشی از این ناهنجاری استفاده از کفی‌های کفش است. هدف از تجویز کفی پا بازگرداندن راستای طبیعی پا است که در پی آن کاهش علائم، جلوگیری از بدشکلی و افزایش عملکرد حاصل می‌شود. [۵۰] این کفی‌ها می‌توانند با بازگرداندن راستای صحیح پا، درد و خستگی را طی

هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر خستگی در نقطه شکست ضربان قلب بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن در افراد با پای پرونیت بود.

نتایج تحقیقات گذشته حاکی از آن است که نیروهای وارده بر مولفه قدامی-خلفی در افراد دارای عارضه پای پرونیت نسبت به افراد با پای طبیعی در هنگام راه رفتن بالا است. [۳۹] همچنین گزارش شده است که نیروهای شدید که در هنگام تماس پاشنه با زمین در حین راه رفتن به سمت جلو در افراد دارای کف پای صاف اتفاق می‌افتد، معمولاً به دلیل زمان اندک جذب نمی‌شود و با گذشت زمان موجب آسیب می‌گردد. [۴۰] جانگ سوانگ و همکاران نیز در مطالعه‌ای که نیروی عکس-العمل زمین افراد دارای عارضه پای پرونیت با افراد نرمال را در هنگام فرود از ارتفاع مشخص، مورد بررسی قرار داده‌اند، اشاره نموده‌اند که افراد دارای کف پای صاف دارای نیروی عکس-العمل بیشتری نسبت به افراد نرمال هستند و این امر می‌تواند در درازمدت در این افراد دچار آسیب شود. [۴۱]

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که هیچ‌یک از مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد بین دو گروه سالم و پای پرونیت دارای اختلاف معنی‌داری نبودند که این مورد با تحقیق پوک و همکاران که با آنالیز ارزیابی وضعیت پای کودکان کف پای صاف پرداخته‌اند، هم‌راستا بود. [۴۲] همچنین هیچ‌یک از مولفه‌های طیف فرکانس در بین پیش-آزمون و پس‌آزمون گروه سالم دارای اختلاف معنی‌دار نبود. به‌علاوه، میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس در بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه سالم دارای اختلاف معنی‌داری نبود؛ بنابراین طیف فرکانس در بین الگوی راه رفتن افراد دارای پای پرونیت و سالم هیچ‌گونه تفاوتی ندارند. با این حال، نتایج پژوهش نشان داد که فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه‌ی قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین در اثر تعاملی زمان در بین دو گروه پای پرونیت و گروه سالم دارای اختلاف معنی‌داری بود. دلیل اینکه در اینجا مقدار فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در جهت قدامی-خلفی در گروه سالم بیشتر از گروه پای پرونیت است، کاهش سرعت پیاده‌روی در گروه با پای پرونیت است. [۲۸] فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در نیروهای عکس‌العمل زمین برای اندازه‌گیری نوسان و بی‌ثباتی الگوی حرکتی است. [۴۳، ۴۴]؛ بنابراین پایین بودن مقدار فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در افراد دارای پای پرونیت می‌تواند نشان‌دهنده نوسان و بی‌ثباتی در الگوی حرکتی این گروه از افراد باشد. از طرفی دیگر، کاهش نیروی قدامی-خلفی در گروه پای پرونیت می‌تواند منجر به کاهش نیروی ترمز و در پی آن آسیب به اندام فرد شود. [۴۵] همچنین استرچیو و همکاران گزارش کرده‌اند که کاهش میزان محتوای فرکانس نیروهای عکس-العمل زمین در مولفه قدامی-خلفی ممکن است به دلیل تفاوت در سرعت پیاده‌روی باشد. [۴۵] اما در تحقیق حاضر با توجه به اختلاف اندک در بین متغیرهای مولفه قدامی-خلفی در افراد دارای پای پرونیت و سالم این اختلاف، تفاوت معنی‌داری را بین این متغیرها نشان نداد.

نتیجه گیری

تحقیق حاضر نشان داد که خستگی در افراد دارای عارضه پای پرونیت نسبت به افراد سالم بیشتر می‌تواند موجب کاهش تعامل و ایجاد نوسان پاسچر شود و همچنین افراد پای پرونیت در هنگام خستگی به دلیل تغییرات در گشتاور آزاد بیشتر مستعد آسیب هستند.

تشکر و قدردانی

از تمامی کسانی که در انجام پژوهش حاضر، ما را یاری کرده- اند، صمیمانه متشکریم.

دویدن کاهش دهند.^[۵۱] جعفرنژاد و همکاران در تحقیقی استفاده طولانی مدت از کفی‌های کفش بر متغیرهای کینماتیک و کنتیکی گزارش کرده‌اند که استفاده طولانی- مدت از کفی در اثر تعامل زمان بر متغیرهای حداکثر زاویه چرخش خارجی، حداکثر زاویه چرخش داخلی مچ پا، حداقل زاویه آداکشن زانو، حداکثر زاویه چرخش داخلی زانو، حداکثر زاویه کشش ران و حداکثر زاویه چرخش خارجی ران تاثیرگذار بوده است. همچنین کفی در اثر تعاملی زمان بر حداکثر نیروهای خلفی و عمودی نیروی واکنش زمین تاثیرگذار بوده است.^[۵۲]

منابع

- Burnfield M. Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2010;9(2):353.
- Lovell WW, Winter RB, Morrissy RT, Weinstein SL. Lovell and Winter's pediatric orthopaedics: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
- Van DB, Sangeorzan BJ. Biomechanics and pathophysiology of flat foot. *Foot and ankle clinics*. 2003;8(3):419-30.
- Lee MS, Vanore JV, Thomas JL, Catanzariti AR, Kogler G, Kravitz SR, et al. Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2005;44(2):78-113.
- Seidi F, Rajabi R, Ebrahimi E, Alizadeh M, Daneshmandi H. Influence of 10 weeks corrective exercise on positional kyphosis deformities. *Sport Medicine Journal*. 2013;5(1):5-22.
- Kothari A, Dixon P, Stebbins J, Zavatsky A, Theologis T. Are flexible flat feet associated with proximal joint problems in children? *Gait & posture*. 2016;45:204-10.
- Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *Journal of biomechanics*. 2016;49(9):1705-10.
- Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clinical biomechanics*. 2004;19(4):391-7.
- Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait & posture*. 2009;29(2):172-87.
- Buldt AK, Murley GS, Butterworth P, Levinger P, Menz HB, Landorf KB. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait & posture*. 2013;38(3):363-72.
- Erdogan A, Cetin C, Karatosun H, Baydar M. Non-invasive indices for the estimation of the anaerobic threshold of oarsmen. *Journal of International Medical Research*. 2010;38(3):901-15.
- Conconi F, Ferrari M, Ziglio PG, Droghetti P, Codeca L. Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. *Journal of Applied Physiology*. 1982;52(4):869-73.
- ÖZÇELİK O, Keleştimur H. Effects of Aerobic Exercise Training on the Heart rate-Work rate Relationship and Estimation of Anaerobic Threshold in Obese Females. *Turkish Journal of Medical Sciences*. 2006;36(3):165-70.
- Ghosh AK. Anaerobic threshold: Its concept and role in endurance sport. *The Malaysian journal of medical sciences: MJMS*. 2004;11(1):24.
- Vuillerme N, Nougier V, Prieur J-M. Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? *Neuroscience letters*. 2001;308(2):103-6.
- Borg GA. Psychophysical bases of perceived exertion. *Med sci sports exerc*. 1982;14(5):377-81.
- Mohr M, Krstrup P, Bangsbo J. Fatigue in soccer: a brief review. *Journal of sports sciences*. 2005;23(6):593-9.
- Kluka DA. Motor behavior: From learning to performance: Morton; 1999.
- Zech A, Steib S, Hentschke C, Eckhardt H, Pfeifer K. Effects of localized and general fatigue on static and dynamic postural control in male team handball athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2012;26(4):1162-8.
- Hedayatpour N, Hamedinia M. Fatigue Induced Changes in Knee Joint Force, Angular Velocity and Joint Moments During Saggital Perturbations of Single-Leg Stance. *World*. 2012;6(3):321-7.
- Bini RR, Diefenthaler F, Mota CB. Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: Kinetics and kinematics evaluation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010;20(1):102-7.
- Cheung RT, Rainbow MJ. Landing pattern and vertical loading rates during first attempt

- of barefoot running in habitual shod runners. *Human movement science*. 2014;34:120-7.
23. Chockalingam N, Dangerfield PH, Rahmatalla A, Ahmed E-N, Cochrane T. Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. *European spine journal*. 2004;13(8):750-4.
 24. Giakas G. Power spectrum analysis and filtering. *Innovative Analyses of Human Movement*, Champaign, IL: Human Kinetics. 2004.
 25. Duarte R, Fernandes O, Folgado H. Single camera analyses in studying pattern-forming dynamics of player interactions in team sports. *Complex systems in sport: Routledge*; 2013. p. 186-200.
 26. Madadi-Shad M, Jafarnezhadgero A, Zago M, Granacher U. Effects of varus knee alignment on gait biomechanics and lower limb muscle activity in boys: a cross sectional study. *Gait & posture*. 2019.
 27. Crowe A, Schiereck P, De Boer R, Keessen W. Characterization of human gait by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. *IEEE Transactions on biomedical engineering*. 1995;42(3):293-303.
 28. Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *Clinical Biomechanics*. 2002;17(8):615-7.
 29. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. *Clinical biomechanics*. 2011;26(2):207-12.
 30. Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield PH, Dorgan JC, Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine*. 1996;21(19):2235-42.
 31. Tsepis E, Giakas G, Vagenas G, Georgoulis A. Frequency content asymmetry of the isokinetic curve between ACL deficient and healthy knee. *Journal of biomechanics*. 2004;37(6):857-64.
 32. Stergiou N. *Innovative analyses of human movement: Human Kinetics Publishers*; 2004.
 33. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior research methods*. 2007;39(2):175-91.
 34. Jafarnezhadgero AA, Shahverdi M, Madadi Shad M. The effectiveness of a novel Kinesio Taping technique on the ground reaction force components during bilateral drop landing in athletes with concurrent pronated foot and patella-femoral pain syndrome. *Journal of Advanced Sport Technology*. 2017;1(1):22-9.
 35. Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M. Effect of foot orthoses on the medial longitudinal arch in children with flexible flatfoot deformity: A three-dimensional moment analysis. *Gait & posture*. 2017;55:75-80.
 36. Pamukoff DN, Lewek MD, Blackburn JT. Greater vertical loading rate in obese compared to normal weight young adults. *Clinical Biomechanics*. 2016;33:61-5.
 37. Willwacher S, Goetze I, Fischer KM, Brüggemann G-P. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. *Footwear Science*. 2016;8(1):1-11.
 38. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. *Clinical Biomechanics*. 2012;27(10):1058-63.
 39. Zifchock R, Parker R, Wan W, Neary M, Song J, Hillstrom H. The relationship between foot arch flexibility and medial-lateral ground reaction force distribution. *Gait & posture*. 2019;69:46-9.
 40. Khodadadeh S, Welton EA. Gait studies of patients with flat feet. *The foot*. 1993;3(4):189-93.
 41. Chang JS, Kwon YH, Kim CS, Ahn S-H, Park SH. Differences of ground reaction forces and kinematics of lower extremity according to landing height between flat and normal feet. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*. 2012;25(1):21-6.
 42. Pauk J, editor *Analysis and assessment of foot posture in children with flat feet. PAMM: Proceedings in Applied Mathematics and Mechanics*; 2009: Wiley Online Library.
 43. Giakas G, Baltzopoulos V. Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives. *Journal of biomechanics*. 1997;30(8):851-5.
 44. Jafarnezhadgero A, Majlesi M, Madadi-Shad M. The effects of low arched feet on lower limb joints moment asymmetry during gait in children: A cross sectional study. *The Foot*. 2018;34:63-8.
 45. Simmonds MJ, Lee CE, Etnyre BR, Morris GS. The influence of pain distribution on walking velocity and horizontal ground reaction forces in patients with low back pain. *Pain research and treatment*. 2012;2012.
 46. White LJ, Dressendorfer RH. Exercise and multiple sclerosis. *Sports medicine*. 2004;34(15):1077-100.
 47. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN. *Research methods in biomechanics 2nd edition: Human Kinetics*; 2013.
 48. Milner CE, Davis IS, Hamill J. Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. *Journal of biomechanics*. 2006;39(15):2819-25.
 49. Nigg BM, Nurse MA, Stefanyshyn DJ. Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Medicine and science in sports and exercise*. 1999;31:S421-S8.

50. Landorf KB, Keenan A-M. Efficacy of foot orthoses. What does the literature tell us? *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2000;90(3):149-58.
51. Vanicek N, Kingman J, Hencken C. The effect of foot orthotics on myoelectric fatigue in the vastus lateralis during a simulated skier's squat. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2004;14(6):693-8.
52. Jafarnejadgero A, Madadi-Shad M, Alavi-Mehr SM, Granacher U. The long-term use of foot orthoses affects walking kinematics and kinetics of children with flexible flat feet: A randomized controlled trial. *PLoS one*. 2018;13(10):e0205187..