Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

January and February 2023. Volume 11. Num 6

Research Paper

Effect of Sport Shoe Weight on Gait Kinetics in Athletes With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction During Walking

*AmirAli Jafarnezhadgero[1], Milad Piran Hamlabadi[1], Masomeh Naderpour[1], Majid Khodabakhsh Dizaj[1]

1. Department of Sports Management and Biomechanics, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Jafarnezhadgero A, Piran Hamlabadi M, Naderpour M, Khodabakhsh Dizaj M. [Effect of Sport Shoe Weight on Gait Kinetics in Athletes With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction During Walking (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2023; 11(6):850-863. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.11.6.1

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.11.6.1

ABSTRACT

Background and Aims Different shoe weights affect the gait mechanics. Some dynamic changes or adjustments induced by anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction can be assessed through the analysis of the ground reaction forces (GRFs). This study aims to determine the effect of sports shoe weight on gait kinetics in athletes with ACL reconstruction.

Methods Twenty healthy men and 20 athletes with ACL reconstruction volunteered to participate in this study. Each participant performed three walking trials with shoes having light (weight: 150±18 g), moderate (300±18 g), and heavy (450±18 g) weights in a randomized order. The GRFs were analyzed during shod walking.

Results The GRF component at vertical direction during the heel contact phase changed significantly during the use of shoes with different weights (P=0.001). In addition, the GRF at vertical direction during the push-off phase and GRF at mediolateral direction during the push-off phase increased significantly (P=0.023 and 0.014, respectively).

Conclusion The biomechanics of lower limbs and the GRFs are significantly different when using light and heavy shoes during the heal contact and push-off phases of walking.

Keywords Shoe weight, Ground reaction force, Anterior cruciate ligament

Received: 05 Dec 2020
Accepted: 25 Apr 2021
Available Online: 21 Jan 2023

Corresponding Author:
AmirAli Jafarnezhadgero, PhD.
Address: Department of Sports Management and Biomechanics, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
Tel: +98 (910) 5146214
E-Mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

Extended Abstract

Introduction

Walking is a common daily activity that is performed with a reciprocal pattern. Changes in gait mechanics in patients have been reported in different studies. Changes in ground reaction forces (GRFs) require changes in acceleration of the center of mass (COM). The difference between limbs in GRF and altered knee mechanics during gait has been reported in individuals with a history of anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction; however, the role and function of the ACL in prevention of instability and increased knee dysfunction has not yet been studied. Knee structure and function are very complex; however, some dynamic changes or adjustments induced by ACL deficiency can be assessed through analysis of GRFs. The GRF data have been used for pathologic assessment of running and gait because the GRF data are sensitive to the joint function.

Shoes are an important parameter in relation to the plantar sensations and perhaps a crucial factor in correcting the foot strike pattern between shod and barefoot running. Robbins and Gouws suggested that modern shoes with thick and compliant midsoles attenuate plantar sensations at touchdown inducing the suppression of protective reflexes. Since the conditions such as wearing shoes or the effects of external surface are related to the foot-ground impacts, footwear has received more attention from runners and scholars and its effectiveness has been debated. There is some evidence that properly cushioned shoes can reduce injuries. Therefore, this study aims to determine the effect of the weight of sports shoes on gait kinetics in athletes with ACL reconstruction. It is hypothesized that reduced shoe weight results in decreased peak GRF and free moment (FM) amplitudes during walking.

Materials and Methods

Twenty healthy men and male athletes with ACL reconstruction (Mean age: 27±3 years, weight: 74± 8 kg, height: 1.79±0.06 m, physical activity duration: 5±08 hours per week) referred to physical therapy clinics in Ardabil, Iran in June 2021 participated in this study. By using the G*Power software, the sample size was calculated 15 per group. All participants were physically active (at least three times per week for at least 2 years). Custom-made bags of different weights were attached to their shoes to provide light (18±150 g), moderate (300±18 g), and heavy (450±18 g) shoe conditions. The visually identical fabric bags were filled with either plastic pellets, metal pellets or both to achieve similar volumes but different weights. The weight bags were strapped around the shoe heel using strips. Subjects were then assigned to healthy (n=11) and ACL (n=9) groups.

Before the study, the participants were asked to walk freely or warm up for five minutes to become familiar with the experimental conditions. Three trials of shod walking under each condition were recorded using the force plate. The GRF data were then filtered using a cutoff frequency of 20 Hz. The GRFs were recorded at vertical, anteroposterior, and mediolateral directions. The GRF components at the vertical direction were reported during heel contact and push-off phases. The GRF components at the anteroposterior direction were also reported during heel contact and push-off phases. At the mediolateral direction, GRFs were assessed during heel contact, mid-stance, and push-off phases. Two-way ANOVA with repeated measures was used for statistical analysis in SPSS software, version 22. The significant level was Set at 0.05.

Results

Results showed that the effect of the weight factor on the peak GRF was significant during the heel contact phase (d=1.762, P=0.001). The effect of group factor was significant during the push-off phase (d=1.210, P=0.023). In the comparison of the FM values at the positive and negative peaks, no significant difference was observed between different conditions of shoes with and without weights.

Discussion

Lower limb biomechanics and GRFs are significantly different when wearing light or heavy running shoes during walking. Speed, as a biomechanical variable, is mostly affected by reduced shoe weight. Low shoe weight leads to biomechanical correction of lower limbs while walking in athletes with ACL.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was approved by the Ethics Committee of the Ardabil University of Medical Sciences (Code: IR.ARUMS.REC.1397.191)

Funding

The paper was extracted from the research project of the first author, Department of Sport Managements and Biomechanics, Faculty of Education Sciences and Psychology and University of Mohaghegh Ardabili.

Authors' contributions

Conceptualization and Supervision: AmirAli Jafarnezhadgero; Methodology: Milad Piran Hamlabadi, Masomeh Naderpour, Rahim Khodabakhsh Dizaj; Investigation, Writing–original draft, and Writing–review & editing: All authors; Data collection: Masomeh Naderpour.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

We thank all the all participants for their voluntary participation in this study and University of Mohaghegh Ardabili.

مقاله پژوهشی

تأثیر وزن کفش ورزشی بر سینتیک راه رفتن در ورزشکاران با بازسازی رباط صلیبی قدامی در حین راه رفتن

*امیرعلی جعفرنژادگرو[۱]، میلاد پیران حمل‌آبادی[۱]، معصومه نادرپور[۱]، مجید خدابخش دیزج[۱]

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

Use your device to scan and read the article online

Citation Jafarnezhadgero A, Piran Hamlabadi M, Naderpour M, Khodabakhsh Dizaj M. [Effect of Sport Shoe Weight on Gait Kinetics in Athletes With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction During Walking (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2023; 11(6):850-863. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.11.6.1

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.11.6.1

CC BY

چکیده

مقدمه و اهداف وزن‌های مختلف کفش بر مکانیک راه رفتن تأثیر می‌گذارد. برخی از تغییرات دینامیکی یا تنظیمات ناشی از بازسازی رباط صلیبی قدامی را می‌توان ازطریق تجزیه‌وتحلیل نیروی واکنش زمین ارزیابی کرد. هدف از این مطالعه، تعیین تأثیر وزن کفش ورزشی بر سینتیک راه رفتن در ورزشکاران با بازسازی رباط صلیبی قدامی بود.

مواد و روش‌ها در این پژوهش ۲۰ مرد سالم و ۲۰ ورزشکار با بازسازی رباط صلیبی قدامی داوطلب شرکت شدند. هر شرکت‌کننده ۳ مرتبه تکلیف راه رفتن را در هریک از موارد با وزن کفش سبک (جرم در هر کفش: ۱۸±۱۵۰ گرم)، متوسط (۱۸±۳۰۰ گرم) و سنگین (۱۸±۴۵۰ گرم) به‌طور تصادفی انجام دادند. نیروهای واکنش زمین در طول راه رفتن ثبت و تحلیل شدند.

یافته‌ها نتایج مطالعه حاضر نشان داد مؤلفه نیروی واکنش زمین در فاز نیروی واکنش عمودی زمین برای مرحله هل‌دادن در طول استفاده از کفش با وزن‌های مختلف (P=۰/۰۰۱) به‌طور معناداری تغییر یافته است. همچنین مقادیر نیروی عکس‌العمل زمین در فاز نیروی واکنش عمودی زمین برای مرحله هل‌دادن و نقطه اوج نیرو در محور عمودی مرحله هل‌دادن به ترتیب (P=۰/۰۲۳) و (P=۰/۰۱۴) به‌طور معناداری افزایش یافته است.

نتیجه‌گیری بیومکانیک اندام تحتانی و نیروی عکس‌العمل زمین به‌طور قابل‌توجهی در هنگام استفاده از کفش‌های سبک و سنگین در فازهای تماس پاشنه پا با زمین و هل‌دادن در طی راه رفتن متفاوت بودند.

کلیدواژه‌ها وزن کفش، نیروی عکس‌العمل زمین، رباط صلیبی قدامی

تاریخ دریافت: ۱۵ آذر ۱۳۹۹

تاریخ پذیرش: ۰۵ اردیبهشت ۱۴۰۰

تاریخ انتشار: ۰۱ بهمن ۱۴۰۱

* **نویسنده مسئول:**

دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو

نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی.

تلفن: ۵۱۴۶۲۱۴ (۹۱۰) ۹۸+

رایانامه: amiralijafarnezhad@gmail.com

مقدمه

راه رفتن یک فعالیت معمول روزمره است که با الگوی متقابل انجام می‌شود [۱]. تغییرات مکانیک راه رفتن در بیماران در مطالعات مختلف ثبت شده است [۲-۵]. ازآنجایی‌که تغییرات در نیروهای عکس‌العمل زمین به تغییر شتاب مرکز جرم نیاز دارد [۱]. تفاوت بین اندام در نیروی عکس‌العمل زمین و مکانیک تغییریافته زانو در هنگام راه رفتن در افراد با تجربه بازسازی رباط صلیبی قدامی مشخص شده است [۶]. نقش و عملکرد رباط صلیبی قدامی در جلوگیری از بی‌ثباتی و افزایش اختلال عملکرد زانو هنوز به‌طور علمی تشخیص داده نشده است [۷]. یک مطالعه در تحلیل دقیق مکانیکی ساختار و عملکرد زانو گزارش کرده است که ساختار و عملکرد زانو بسیار پیچیده می‌باشد. بااین‌حال، برخی از تغییرات دینامیکی یا تغییرات ناشی از کمبود رباط صلیبی قدامی را می‌توان ازطریق تجزیه‌وتحلیل نیروهای عکس‌العمل زمین ارزیابی کرد. از داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین برای ارزیابی دویدن و راه رفتن پاتولوژیک استفاده شده است، زیرا داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین به عملکرد مفصل حساس هستند [۸، ۹].

کفش، پارامتر مهمی در رابطه با احساس کف پا و شاید یک عامل مهم در اصلاح الگوی ضربه پا بین کفش و دویدن پابرهنه می‌باشد. مطالعه روبینس [۱۰] نشان داد کفش‌های مدرن با کف میانی ضخیم و سازگار در هنگام لمس باعث سرکوب رفلکس‌های محافظ می‌شوند. ازآنجایی‌که شرایطی مانند کفش و تأثیرات سطح خارجی بر اثرات پا و زمین مرتبط می‌باشد، مورد توجه بیشتر دوندگان و محققان قرار گرفته و در مورد اثربخشی آن‌ها بحث شده است [۱۱]. برخی شواهد وجود دارد که نشان می‌دهد کفش‌های دارای خاصیت ارتجاع بالا و مناسب می‌توانند آسیب‌ها را کاهش دهند [۱۲]. به‌طور خاص، اصلاح خصوصیات کفش مانند کاهش وزن کفش، می‌تواند عملکرد ورزشی را بهبود بخشد [۱۳، ۱۴].

علاوه‌بر این، بسیاری از ورزشکاران آسیب‌دیده تمایل دارند از کفش‌های سبک وزن استفاده کنند [۶]. گزارش شده است که عملکرد کفش سبک تا ۳ درصد نسبت به کفش سنگین در زمان شروع دوی سرعت و ۱۰ متر سرعت افزایش دارد [۱۳، ۱۵-۱۷]. از طرف دیگر، یک مطالعه، هیچ اثری را در هنگام استفاده از کفش‌های سبک فوتبال در طی دویدن گزارش نکرده است [۱۸]. چیو و همکاران در یک دوره تمرینات با مانع آتش‌نشانان گزارش کردند که کاهش وزن چکمه‌های آتش‌نشانی منجر به بهبود عملکرد آتش‌نشانان در کاهش هزینه متابولیسم و کاهش احتمال سقوط می‌شود [۱۹، ۲۰].

تحلیل مطالعات در مورد استفاده از کفش‌ها نشان می‌دهد که حرکت دورسی فلکشن در ۵۰ درصد اولیه نشان‌دهنده جذب انرژی (قدرت منفی اتصال) است؛ در حالی‌که در مرحله پلانتار فلکشن در ۵۰ ثانیه دوم نشان‌دهنده تولید انرژی (قدرت مفصل مثبت) است [۲۱]. در کفش سبک، سرعت خمشی دورسی فلکشن کاهش می‌یابد، درحالی‌که سرعت خم‌شدن کف پا در مقایسه با کفش سنگین افزایش یافت. می‌توان حدس زد که استفاده از کفش سنگین منجر به افت سریع‌تر پاشنه پس از تماس با زمین شده است و شتاب پاشنه را قبل از فشاردادن محدود کند. این تغییرات در سرعت زاویه‌ای مچ پا در کفش سبک احتمالاً منجر به کاهش قدرت منفی (جذب انرژی کمتر) پس از تماس با زمین و افزایش قدرت مثبت (تولید انرژی بالاتر) قبل از فشار دادن می‌شود [۲۱].

به‌طورکلی، افزایش وزن کفش باعث می‌شود سرعت راه رفتن و دویدن محدود شود، زیرا بازیکنان برای سرعت بخشیدن و کاهش سرعت جرم اضافی کفش‌های خود باید کار مکانیکی بیشتری انجام دهند [۲۲]. علاوه‌براین، وزن اصلاح‌شده کفش ممکن است عمدتاً بر روی کار مکانیکی انجام‌شده توسط مفصل مچ پا، نزدیک‌ترین مفصل به مداخله تأثیر بگذارد. در حمایت از این فرضیات، اضافه وزن اضافه‌شده به پا در هنگام دویدن طبیعی باعث افزایش کار مکانیکی انجام‌شده روی پا و بیومکانیک مچ پا به‌طور قابل‌توجهی تأثیر می‌گذارد [۲۳].

بااین‌حال، برای ورزشکاران آسیب‌دیده رباط صلیبی قدامی، دانش کافی در مورد چگونگی کاهش وزن کفش در فعالیت‌های عضلانی اندام تحتانی وجود ندارد. درک عملکردی از تأثیرات وزن کفش بر روی فعالیت‌های عضلانی اندام تحتانی بسیار ارزشمند خواهد بود، زیرا از طراحی‌های وین کفش و همچنین استراتژی‌های آموزشی برای بهینه‌سازی عملکردی استفاده می‌شود. بنابراین، هدف از این مطالعه بررسی تأثیر وزن کفش ورزشی بر سینتیک راه رفتن در ورزشکاران با بازسازی رباط صلیبی قدامی بود.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه نیمه‌تجربی ۲۰ مرد سالم و ۲۰ ورزشکار از رشته‌های مختلف ورزشی با سابقه جراحی و بازسازی رباط صلیبی قدامی (سن ۳±۲۷ سال، قد ۰/۰۶±۱/۷۹ متر، وزن ۸±۷۴ کیلوگرم و میزان فعالیت بدنی ۰/۸±۵/۰ ساعت در هفته) در این مطالعه، داوطلب شدند و رضایت آگاهانه خود را برای شرکت در این مطالعه به‌صورت کتبی اعلام کردند. شرکت‌کنندگان ازنظر جسمی فعال بودند (حداقل ۳ سال در هفته فعالیت بدنی برای حداقل ۲ سال). تأیید اخلاقی تحقیق درباره مشارکت‌کنندگان انسانی از دانشگاه علوم پزشکی اردبیل دریافت شده است. این مطالعه در سال ۱۳۹۹ و در دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد که با استفاده از نرم‌افزار جی‌پاور[1] حجم نمونه حداقلی ۱۵ نفر برآورد شد تا اندازه اثر ۹۵ درصد در سطح معناداری ۵ درصد حاصل شود [۲۴].

1. G*Power

کیف‌هایی با وزن‌های مختلف سبک، متوسط و سنگین به کفش‌های ورزشی متصل می‌شدند (تصویر شماره ۱). روند آزمایش نیز بدین‌ترتیب بود که آزمودنی‌ها با کفش بدون وزنه و در مراحل بعد کفش با اتصال کیف‌های وزنی به وزن‌های مختلف، کفش سبک (جرم هر کفش: ۱۵۰±۱۸ گرم)، متوسط (۳۰۰±۱۸گرم) و سنگین (۴۵۰±۱۸گرم) کیسه‌ها با گلوله‌های پلاستیکی با تراکم متفاوت پر می‌شدند تا به همان حجم اما با وزن‌های مختلف برسند. کیسه‌های وزنه را با استفاده از کمربند در اطراف پاشنه کفش محکم می‌کردند و آزمودنی‌ها در مسیر ۱۸متری با ۳ بار تکرار در ۲ گروه سالم و گروه ورزشکاران دارای سابقه جراحی و بازسازی رباط صلیبی قدامی به راه رفتن می‌پرداختند. از طرف دیگر، برای داشتن حداقل خطا، تمامی آزمون‌ها در ۱ ساعت مشخص انجام شد. نیروی عکس‌العمل زمین توسط دستگاه صفحه نیرو با فرکانس نمونه‌برداری برابر با ۱۰۰۰هرتز ثبت شد. برای فیلتر کردن داده‌ها از برش فرکانسی برابر با ۲۰ هرتز استفاده شد. مرحله استقرار زمانی است که پا کاملاً با زمین در تماس است و این بخش به ۲ قسمت تماس پاشنه و هل‌دادن پا از زمین تقسیم می‌شود [۲۵].

نیروی واکنش زمین در محورهای عمودی (Z)، قدامی–خلفی (Y) و داخلی خارجی (X) ثبت شد. محور Z در مؤلفه‌های نیروی واکنش زمین برای مرحله‌های تماس پاشنه پا (FZ_{HC}) و هل دادن (FZ_{PO}) گزارش شد. نیروی واکنش زمین در محور Y برای مرحله تماس پاشنه و هل‌دادن (FY_{PO} و FY_{HC}) و در محور X برای مرحله تماس پاشنه و هل‌دادن (FY_{PO} و FY_{HC}) نیز گزارش شد [۲۶].

محاسبه گشتاور آزاد مطابق با مختصات نیروی واکنش گرا، (Y) در جهت قدامی–خلفی، محور عمودی (Z) نیروی عمودی واکنش زمین و محور (X) نیروهای داخلی–خارجی است. بنابراین، اوج مثبت گشتاور آزاد با چرخش خارجی پا مقابله می‌کند. برعکس، اوج منفی گشتاور آزاد در برابر چرخش داخلی مقاومت می‌کند. محاسبه FM به اجزای نیرو (FX، FY و FZ) و گشتاورهای MX، MY و MZ و نیز موقعیت COP نیاز دارد که به‌صورت زیر محاسبه شود [۲۷]:

(فرمول شماره ۱. محاسبه مرکز فشار در راستای داخلی خارجی)

$$1.\ COPX = -\frac{MY+FX(zoff)}{FZ}$$

(فرمول شماره ۲. محاسبه مرکز فشار در راستای قدامی خلفی)

$$2.\ COPY = \frac{MY+FY(zoff)}{FZ}$$

ازآنجایی‌که COP_X و COP_Y موقعیت مرکز فشار در امتداد محور صفحات نیروی داخلی–خارجی و قدامی–خلفی هستند، و Zoff در صفحه ورتیکال و مرکز واقعی صفحه نیروسنج است. بنابراین برای کنترل مقادیر خطاهای COP در ابتدا و پایان به علت تقسیم نیروهای عمودی واکنش زمین (FZ) محاسبه COP آغاز و پایان می‌یابد. زمانی‌که مقدار FZ بالاتر از ۵ درصد از حداکثر مقدار ثبت‌شده در طول هر بار کوشش باشد، FM با (فرمول شماره ۳. محاسبه گشتاور آزاد) به‌دست می‌آید [۲۷]:

$$3.\ FM=MZ-FY(COPX)+FX(COPY)$$

برای بی‌اثر بودن تفاوت‌های وزنی آزمودنی‌ها داده‌ها در مرحله تحلیل داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین با جرم افراد نرمال شد و مورد بررسی قرار گرفت. نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیروولیک[2] مورد تأیید قرار گرفت (P=۰/۰۵). برای مقایسه مقادیر نیروی عکس‌العمل زمین نیز از تحلیل واریانس دوطرفه برای تحلیل آماری داده‌ها استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۵ درصد و با استفاده از نسخه ۱۶نرم‌افزار SPSS انجام شد.

یافته‌ها

نتایج نشان داد اثرات عامل وزن در اوج نیروی عمودی طی مرحله تماس پاشنه (P=۰/۰۰۱ d=۱/۷۶۲) تفاوت معناداری بین استفاده از اوزان مختف کفش دارد. همچنین در مقایسه عامل گروه اوج نیروی عمودی طی مرحله هل دادن (d=۱/۲۱۰ P=۰/۰۲۳) معنادار بودند. از طرف دیگر، تفاوت معناداری در تعامل گروه و وزن مشاهده نشد (جدول شماره ۱).

در مقایسه میزان مقادیر گشتاور آزاد در اوج مثبت و منفی تفاوت معناداری بین شرایط مختلف با و بدون استفاده از کفش و وزن‌های مختلف کفش مشاهده نشد (جدول شماره ۲).

بحث

هدف از این مطالعه، بررسی تأثیر وزن کفش ورزشی بر سینتیک راه رفتن در ورزشکاران با بازسازی رباط صلیبی قدامی بود.

نتایج نشان داد نیروی واکنش زمین برای مرحله تماس پاشنه پا در گروه رباط صلیبی قدامی با کاهش وزن، میزان نیروی عمودی حدود ۱۰ درصد کاهش یافته است. این موضوع به این معنا است که نیروی عمودی و سرعت مرکز جرم در تماس اولیه و در هنگام پاسخ بارگیری، تفاوتی بین اندام‌ها وجود دارد. نتیجه یادشده نشان می‌دهد این ویژگی مکانیک کل بدن در هنگام راه رفتن پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی تغییر می‌کند. حفظ تقارن در یک جهت ممکن است به ظاهر راه رفتن نرمال کمک کند. وجود تفاوت در نیروی عمودی با مطالعات قبلی مطابقت دارد[۶]. پیج گزارش داد [۲۸] تفاوت در هماهنگی از طرف دیگر نشان می‌دهد افراد ممکن است بتوانند تغییرات اولیه کنترل کل بدن را در هنگام راه رفتن با تغییر زمان سرعت مرکز گرانش و نیروی عکس‌العمل زمین در هنگام ایستادن روی اندام

2. Shapiro-Wilk Test

تصویر ۱. کفش مورد استفاده و کیسه جهت افزایش وزن کفش

جراحی‌شده جبران کنند. گزارش شده است که در هنگام استفاده از کفش سبک نسبت به کفش سنگین در زمان شروع دوی سرعت و ۱۰ متر سرعت، سرعت ورزشکار حدود ۴ درصد افزایش یافته است [۱۳، ۱۵-۱۷].

برای یک بسکتبالیست، افزایش ۳ درصدی عملکرد استارت سرعت می‌تواند به معنای ۲۵ میلی ثانیه سریع‌تر از حریف و درنتیجه گذر سریع یا تعقیب توپ باشد [۲۹]. بنابراین افزایش سرعت دو سرعت ممکن است یک مزیت در نتیجه کاهش وزن کفش باشد که مفاهیم کفش سبک وزن را برای ورزشکاران تشویق می‌کند [۲۹]. بااین‌حال، در مطالعه‌ای با عنوان افزایش نیروهای ضربه عمودی و تغییر مکانیک دویدن با کفش‌های نرم‌تر میانه‌ای، گزارش شده است که سختی میانی کفش می‌تواند بر اوج نیروی ضربه عمودی تأثیر بگذارد و این ممکن است به‌سختی فرود متصل شود [۳۰].

کفش با خاصیت ارتجاع بالا، همان‌طورکه در کفش‌های معمولی و پا برهنه الهام گرفته شده است، کاهش شوک را نشان می‌دهد که با افزایش زاویه دورسی فلکشن در ضربه پا اثبات می‌شود [۳۱، ۳۲]. بااین‌حال، یافته‌ها همراه با تجزیه‌وتحلیل‌های اپیدمیولوژیک نشان می‌دهد که کفش‌های معمولی ممکن است میزان آسیب‌های بیش از حد مربوط به ضربه را کاهش دهد، زیرا افزایش پارامترهای ضربه با میزان آسیب بیش از حد مرتبط است [۳۳، ۳۴]. به‌طوری‌که در تحقیقی با عنوان افزایش نیروهای ضربه عمودی و تغییر مکانیک دویدن با کفش‌های نرم‌تر میانه‌ای گزارش شد که سختی کف میانی کفش می‌تواند بر اوج نیروی ضربه عمودی تأثیر بگذارد و این ممکن است به سختی فرود متصل شود [۳۰]. شواهد کافی در مورد ارتباط بین افزایش نیروی عکس‌العمل زمین و آسیب اندام تحتانی وجود دارد [۳۵]. از طرفی نتایج ما نشان داد که نیروی واکنش زمین برای مرحله هل‌دادن حدود ۱۶ درصد و نقطه اوج محور عمودی مرحله هل‌دادن حدود ۱۰ درصد در مقایسه بین ۲ گروه با کاهش وزن کفش میزان نیروی وارده کاهش یافته است (جدول شماره ۱). این شرایط به این معنی است که این نیرو برای مدت طولانی‌تری روی اندام تحتانی اعمال شده است و می‌تواند اتلاف بار را انجام داد. مقادیر نقطه اوج پایین‌تر (وقوع زودتر اوج نیروهای عکس‌العمل زمینی) با میزان بالاتری از صدمات مانند شکستگی فشاری، تحلیل‌رفتن بافت نرم مفصل و آرتروز همراه است [۳۶].

کارل و همکاران تفاوت فشار کف پایی در بین ورزشکاران فوتبالیست حرفه با مقایسه ۲ نوع کفش دویدن و کفش فوتبال را بررسی کردند و گزارش دادند که اختلافات قابل‌توجهی در ناحیه میان پا وجود دارد [۳۷]. از طرف دیگر، آنان اذعان کردند که کاهش وزن کفش منجر به کاهش نیروی شکستگی افقی می‌شود. بنابراین به‌طور معمول برای بهبود عملکرد شروع دو سرعت کاهش نیروی شکست افقی پس از تماس با زمین پیشنهاد می‌شود [۳۸، ۳۹]. سازگاری زمان‌بندی در راه رفتن انسان مشاهده شده است و اغلب پیشنهاد شده است که این سازگاری‌ها منعکس‌کننده برنامه‌های حرکتی برای کنترل حرکت هستند که در آن یک توالی ذخیره‌شده از دستورات حرکتی را می‌توان برای پاسخ‌گویی به خواسته‌های خاص می‌باشد [۴۰]. بنابراین می‌توان پیش‌بینی کرد که زمان نسبی اعمال نیروها توسط یک موتور حرکتی مشخص می‌شود که نیروی عکس‌العمل زمین بسته به نوع عملکرد، کوچک یا بزرگ می‌شود. همچنین مطالعات قبلی نشان داد هزینه متابولیسم با کفش‌های سخت افزایش یافته است [۴۱].

مقایسه زوجی فعالیت ضربه‌ها میزان بارگذاری عمودی و ضربه قدامی-خلفی در گروه رباط صلیبی قدامی نسبت گروه سالم به‌طور معناداری با کاهش وزن کفش کاهش یافته بود (جدول شماره ۲). عملکرد راه رفتن با تولید نیروهای پیشرانه افقی در هنگام تماس با زمین ارتباط زیادی دارد [۴۲]. به‌منظور دست‌یابی به نیروهای پیشرانه بالا، ورزشکاران باید حداکثر قدرت مفصل را در مفصل ران، زانو و مچ پا تولید کنند [۴۲-۴۴]. مطالعات نشان دادند که قدرت ران در صفحه افقی هنگام دویدن در هنگام استفاده از کفش معمولی، بیشتر بود [۴۵]. استفانیشم گزارش کرد که در هنگام راه رفتن سریع، مفصل مچ پا یک لحظه کوتاه، دورسی فلکشن را انجام می‌دهد. بنابراین، مرحله دورسی فلکشن در ۵۰ درصد اول نشان‌دهنده جذب انرژی (قدرت مشترک منفی) است؛ درحالی‌که مرحله پلانتار در ۵۰ درصد دوم، نشان‌دهنده تولید

جدول ۱. نیروهای عکس‌العمل زمین در محورهای عمودی، قدامی–خلفی، داخلی خارجی و نقطه اوج آن‌ها در دو مرحله تماس پاشنه و هل‌دادن

متغیر		میانگین±انحراف‌معیار							
		کفش							
		بدون وزنه		۱۵۰ گرم		۳۰۰ گرم		۴۵۰ گرم	
		سالم	بیمار	سالم	بیمار	سالم	بیمار	سالم	بیمار
نیروی عمودی	مرحله تماس پاشنه	۷۲۹/۵±۱۰۱/۳۶	۸۵۰/۷±۱۴۴/۸	۷۸۵±۱۰۵/۷۳	۸۷۱/۹±۱۳۲/۶	۸۱۱/۶±۷۸/۸	۹۱۵/۴±۱۳۶/۴	۸۱۲/۴±۸۶/۸	۹۳۰/۶±۱۶۱/۸
	مرحله هل‌دادن	۶۹۸/۳±۶۷/۱۴	۸۲۲/۱۲±۱۴۴/۸	۷۱۹/۳۲±۶۴/۶	۸۱۸/۱۸±۱۲۵/۳	۷۱۸/۲±۶۷/۹۴	۸۲۱/۸±۱۳۲/۰۹	۷۲۸/۵۴±۶۷/۴	۸۳۱/۷±۱۳۱/۵
نیروی داخلی–خارجی	مرحله تماس پاشنه	۵۸/۶±۲۱/۹۸	۷۵/۶۳±۲۱/۶۳	۶۵/۱۰±۱۸/۰۶	۷۷/۳۵±۲۰/۴۸	۶۱/۸۴±۱۹/۹۲	۶۸/۹۵±۱۷/۷۲	۶۷/۹۳±۱۸/۲۵	۵۸/۴۵±۲۲/۹۶
	مرحله هل‌دادن	۵۵/۷۹±۱۷/۹۲	۳۸/۵۳±۱۳۴/۲۱	۴۰/۸۶±۱۸/۸۴	۳۳/۹۴±۱۵/۴۷	۴۱/۰۳±۱۲/۱۱	۴۶/۴۸±۱۹/۱۶	۳۹/۴۸±۱۷/۶۵	۴۶/۶۹±۲۱/۵۶
نیروی قدامی–خلفی	مرحله تماس پاشنه	۴۳۱/۳۰±۲۲۳/۴۹	۵۲۰/۴۵±۱۵۵/۹	۴۰۴/۰۳±۲۱۲/۳۱	۵۶۷/۷۵±۱۴۹/۲۸	۴۲۴/۲±۱۹۲/۳۹	۵۳۹/۶۴±۱۷۷/۳۸	۴۵۴/۸۷±۱۹۰/۷۲	۵۵۵/۲۲±۷۴/۹۷
	مرحله هل‌دادن	۱۶۹/۰۳±۱۱۷/۴۴	۱۳۲/۵۴±۳۱/۷۱	۱۳۴/۳۹±۲۸/۸۹	۱۵۶/۸۱±۴۰/۸۲	۱۳۰/۳۶±۲۱/۶۸	۱۴۰/۴۵±۴۷/۰۹	۱۳۰/۴۸±۲۲/۹۹	۱۳۳±۳۲/۸۸

متغیر		مقدار P– (مجذور اتا)		
		اثرات وزن (۱)	عامل گروه (۲)	تعامل گروه و وزن (۳)
نیروی عمودی	مرحله تماس پاشنه	۰/۰۰۱ (۰/۴۳۷)	۰/۰۵۲ (۰/۲۰۴)	۰/۶۲۸ (۰/۰۳۳)
	برای مرحله هل‌دادن	۰/۵۲۷ (۰/۰۳۷)	۰/۰۲۳ (۰/۲۶۸)	۰/۸۱۹ (۰/۰۱۸)
نیروی داخلی–خارجی	مرحلهٔ تماس پاشنه	۰/۵۰۲ (۰/۰۴۵)	۰/۲۵۷ (۰/۰۵۰)	۰/۰۸۰ (۰/۱۱۹)
	مرحله هل‌دادن	۰/۲۳۳ (۰/۰۶۴)	۰/۶۶۸ (۰/۰۱۱)	۰/۰۵۸ (۰/۱۲۰)
نیروی قدامی–خلفی	مرحله تماس پاشنه	۰/۸۸۸ (۰/۰۱۲)	۰/۱۱۴ (۰/۱۴۰)	۰/۷۸۳ (۰/۰۲۱)
	مرحله هل‌دادن	۰/۵۳۹ (۰/۰۴۱)	۰/۹۸۴ (۰/۰۰۱)	۰/۲۲۱ (۰/۰۸۲)

طب توانبخشی

جدول ۲. گشتاور آزاد ($\times 10^{-2}$) در کفش با وزن‌های مختلف در ۲ گروه سالم و بیمار

متغیر		میانگین±انحراف‌معیار								مقدار P–		
		کفش										
		بدون وزن		۱۵۰گرم		۳۰۰گرم		۴۵۰گرم		اثرات وزن (۱)	عامل گروه (۲)	تعامل گروه و وزن (۳)
		سالم	بیمار	سالم	بیمار	سالم	بیمار	سالم	بیمار			
گشتاور آزاد اوج	مثبت	۲۵/۰۴±۱۱/۴۸	۲۸/۰۸±۹/۴۰	۲۱/۹۷±۶/۶۱	۲۴/۶۸±۶/۴۶	۲۰/۶±۴/۲۹	۲۷/۸۵±۷/۹۰	۲۰/۸۵±۴/۵۷	۲۷/۵۲±۸/۳۴	۰/۳۷۲ (۰/۰۵۹)	۰/۱۰۲ (۰/۱۵۰)	۰/۴۳۵ (۰/۰۵۲)
	منفی	۴/۷۴±۳/۴۰	۳/۲۸±۴/۳۱	۲/۷۶±۳/۸۰	۴/۱۸±۱/۸۲	۴/۲۴±۴/۸۷	۲/۸۲±۴/۱۴	۴/۶۱±۶/۵۵	۲/۷۵±۳/۲۲	۰/۹۶۸ (۰/۰۰۵)	۰/۵۶۴ (۰/۰۲۰)	۰/۴۸۵ (۰/۰۴۶)

طب توانبخشی

انرژی (قدرت مفصل مثبت) است [۲۱]. در کفش سبک، سرعت دورسی فلکشن کاهش یافته، درحالی‌که در مقایسه با کفش سنگین افزایش یافته است.

مایارایس [۲۹] در مقاله خود با عنوان تأثیر وزن کفش بر عملکرد دو سرعت با یک دیدگاه بیومکانیکی، گزارش کرد که افزایش خم‌شدن کف پا سرعت و قدرت مچ پا مربوطه در کفش سبک در مقایسه با کفش سنگین در طول ۵۰ درصد از مرحله ایستادن ممکن است افزایش عملکرد شروع در دوی سرعت در کفش سبک را توضیح دهد. از طرف دیگر، یک مطالعه اثرات نیروی عکس‌العمل زمین و مرکز گرانش هنگام استفاده از کفش با وزن‌های مختلف را بررسی و گزارش کرد، افراد شرکت‌کننده در این مطالعه بدون هیچ‌گونه تغییر در راه رفتن قابل مشاهده تکلیف راه رفتن را انجام می‌داند. این شرایط به‌گونه‌ای بود که در مرکز گرانش و نیروی عکس‌العمل آزمودنی‌ها تفاوت معناداری مشهود بود. اندام جراحی در مقایسه با اندام غیرجراحی دامنه حرکتی زانو [۴۶، ۴۷] و لحظه‌های اکستانسور ۳۰ درصد کمتری را به نمایش گذاشته بود.

مطالعات نشان می‌دهد که افزایش ناچیز متوسط اوج سرعت خمش کف پا (۵ درصد) و تولید انرژی حاصل (۱۵درصد) در مفصل مچ پا در کفش سبک نسبت به کفش سنگین رخ داده است [۲۹]. در مطالعاتی که در هنگام مقایسه دویدن پابرهنه و دو پا انجام شد، نشان داده شد که سفتی مچ پا در هنگام استفاده از کفش سبک‌تر و با خاصیت ارتجاعی، بالاتر از دویدن با پای برهنه بود. همچنین نشان داده شده است که سفتی پا در طول کفش‌های نرم‌تر بالشتی در مقایسه با دویدن پابرهنه افزایش می‌یابد [۴۸]. حدس زده شده است که فعالیت عضلانی تغییریافته و افزایش انقباض به مرحله فرود در گروه رباط صلیبی قدامی ممکن است مکانیسم‌های جبرانی برای بهبود ثبات مفصل به‌دلیل کمبودهای تولید حس عمومی و افزایش سستی مفصل باشد [۳۰]. سفتی کفش ممکن است تفاوت‌های ناشی از سفتی پا را توضیح دهد.

درحقیقت دیورت و همکاران [۴۹] در این مورد اذعان کردند که هنگامی‌که سختی افزایش می‌یابد، جابه‌جایی عمودی مرکز جرم کاهش می‌یابد و مدت زمان بین تماس و موقعیت میانی پا کاهش می‌یابد [۵۰]. درواقع پیشنهاد شده است که محدودیت‌های مکانیکی اعمال‌شده بر روی حرکات و تغییر شکل پا توسط کف و بالای پا ممکن است به‌طور بالقوه بر الگوی ضربه پا تأثیر بگذارد [۵۱]. مشخص نیست که چگونه سیستم اسکلتی-عضلانی انسان در هنگام بارگیری مانند دویدن سازگار می‌شود و چگونه سازگاری در یک جلسه دویدن تحت‌تأثیر کفش قرار می‌گیرد. بااین‌حال، شناخته شده است که تغییرات چرخش مفصلی بر تأثیر تحمیل‌شده بر بدن تأثیر می‌گذارد [۵۲، ۵۳].

نتایج ما با یافته‌های جاناتان و همکاران [۵۴] به‌دلیل گزارش معناداری در نیروهای عکس‌العمل زمین مطابقت دارد و با یافته‌های اسکادرون [۵۵] به‌دلیل بی‌اثر بودن دو وضعیت استفاده از کفش و بدون کفش متناقض است. مایارایس و همکاران [۲۹] اظهار کرد که توده کفش اضافی کفش سنگین منجر به افت سریع‌تر پاشنه پس از تماس با زمین می شود و شتاب پاشنه را قبل از فشار دادن محدود می‌کند. این تغییرات در سرعت زاویه مچ پا در کفش سبک احتمالاً منجر به کمی کاهش قدرت منفی (جذب انرژی کمتر) پس از تماس با زمین و افزایش قدرت مثبت (تولید انرژی بالاتر) قبل از فشار دادن می‌شود. افزایش قابل‌توجه در اوج سرعت خم شدن کف پا (۵ درصد) و تولید انرژی حاصل (۱۵درصد) در مفصل مچ پا در کفش سبک نسبت به کفش سنگین را نشان می‌دهد. نتایج گزارش‌شده توسط این محققان با نتایج ما مطابقت دارد، اما سرعت زاویه‌ای یکی از متغیرهای مطالعه ما نبود. بنابراین پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده مطالعه‌ای با این ویژگی و بررسی فعالیت الکتریکی عضلات گنجانده شود [۵۶-۵۸].

یکی از محدودیت‌ها در تحقیق حاضر ایجاد تفاوت در وزن کفش‌های مختلف از طریق اتصال کیف‌های سفارشی با اوزان مختلف به کفش است، این غیریک‌نواختی توزیع جرم در کفش‌های مختلف و تفاوت آن‌ها با کفش واقعی می‌تواند در نتایج پژوهش اثرگذار باشد.

از دیگر محدودیت‌های پژوهش حاضر، درنظر نگرفتن شدت جراحی بود. بنابراین، مطالعات بیشتری در این زمینه با برطرف‌کردن این محدودیت‌ها مورد نیاز می‌باشد.

نتیجه‌گیری

بیومکانیک اندام تحتانی و نیروی عکس‌العمل زمین به‌طور قابل‌توجهی در هنگام استفاده از کفش‌های سبک و سنگین در مرحله راه رفتن متفاوت بودند. سرعت یک متغیر بیومکانیکی بود که بیشتر تحت‌تأثیر کاهش وزن کفش قرار گرفت. این نتایج از این فرضیه حمایت می‌کند که کاهش وزن کفش منجر به اصلاح بیومکانیکی اندام تحتانی هنگام راه رفتن در بیماران مبتلا به رباط صلیبی قدامی می‌شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل درنظر گرفته شده است و کد اخلاق به شماره IR.ARUMS.REC.1397.191 دریافت شده است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از طرح پژوهشی آقای دکتر امیرعلی جعفرنژاد گرو گروه بیومکانیک و مدیریت ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی می‌باشد. این مقاله هیچ‌گونه کمک مالی از سازمان تأمین‌کننده مالی در بخش‌های عمومی و دولتی، تجاری، غیرانتفاعی دانشگاه یا مرکز تحقیقات، دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

مفهوم‌پردازی و نظارت: امیرعلی جعفرنژادگرو؛ روش‌شناسی: میلاد پیران حمل‌آبادی، معصومه نادرپور و رحیم خدابخش دیزج؛ گردآوری اطلاعات: معصومه نادرپور؛ بررسی، نگارش پیش‌نویس اصلی و ویرایش: همه نویسندگان.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

از تمامی داوطلبان شرکت‌کننده در این مطالعه و عوامل اجرایی آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه محقق اردبیلی، قدردانی به‌عمل می‌آید.

References

[1] Perry J, Burnfield JM. Gait analysis: Normal and pathological function. Journal of Sports Science & Medicine. 2010; 9(2):353. [PMCID]

[2] do Carmo AA, Kleiner AF, Barros RM. Alteration in the center of mass trajectory of patients after stroke. Topics in Stroke Rehabilitation. 2015; 22(5):349-56. [DOI:10.1179/1074935714Z.0000000037] [PMID]

[3] Adamczyk PG, Kuo AD. Mechanisms of gait asymmetry due to push-off deficiency in unilateral amputees. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2015; 23(5):776-85. [DOI:10.1109/TNSRE.2014.2356722] [PMID] [PMCID]

[4] White SC, Gilchrist LA, Wilk BE. Asymmetric limb loading with true or simulated leg-length differences. Clinical Orthopaedics and Related Research. 2004; 421:287-92. [DOI:10.1097/01.blo.0000119460.33630.6d] [PMID]

[5] Kaufman KR, Miller LS, Sutherland DH. Gait asymmetry in patients with limb-length inequality. Journal of Pediatric Orthopaedics. 1996; 16(2):144-50. [DOI:10.1097/01241398-199603000-00002] [PMID]

[6] Lin PE, Sigward SM. Contributors to knee loading deficits during gait in individuals following anterior cruciate ligament reconstruction. Gait & Posture. 2018; 66:83-7. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.08.018] [PMID] [PMCID]

[7] Hasan SS, Edmondstone MA, Limbird TJ, Shiavi RG, Peterson SW. Reaction force patterns of injured and uninjured knees during walking and pivoting. Journal of Electromyography and Kinesiology. 1991; 1(3):218-28. [DOI:10.1016/1050-6411(91)90037-6] [PMID]

[8] Schneider E, Chao EY. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. Journal of Biomechanics. 1983; 16(8):591-601. [DOI:10.1016/0021-9290(83)90109-4] [PMID]

[9] Tibone JE, Antich T, Fanton GS, Moynes DR, Perry J. Functional analysis of anterior cruciate ligament instability. The American Journal of Sports Medicine. 1986; 14(4):276-84. [DOI:10.1177/036354658601400406] [PMID]

[10] Robbins SE, Gouw GJ. Athletic footwear: Unsafe due to perceptual illusions. Medicine & Science in Sports & Exercise. 1991; 23(2):217-24. [DOI:10.1249/00005768-199102000-00012]

[11] Nigg BM, Luethi S, Denoth J, Stacoff A. Methodological aspects of sport shoe and sport surface analysis. Biomechanics, VIII-B: Proceedings of the Eighth Internationacongress of Biomechanics Nagoya, Japan. 1983; S.1041-52. [Link]

[12] James SL, Bates BT, Osternig LR. Injuries to runners. The American Journal of Sports Medicine. 1978; 6(2):40-50. [DOI:10.1177/036354657800600202] [PMID]

[13] Franz JR, Wierzbinski CM, Kram R. Metabolic cost of running barefoot versus shod: Is lighter better? Medicine & Science in Sports & Exercise. 2012; 44(8):1519-25. [DOI:10.1249/MSS.0b013e3182514a88] [PMID]

[14] Mohr M, Trudeau MB, Nigg SR, Nigg BM. Increased athletic performance in lighter basketball shoes: Shoe or psychology effect? International Journal of Sports Physiology and Performance. 2016; 11(1):74-9. [PMID]

[15] Beedie CJ. Placebo effects in competitive sport: Qualitative data. Journal of Sports Science & Medicine. 2007; 6(1):21-8. [PMID] [PMCID]

[16] Cheung RT, Ngai SP. Effects of footwear on running economy in distance runners: A meta-analytical review. Journal of Science and Medicine in Sport. 2016; 19(3):260-6. [DOI:10.1016/j.jsams.2015.03.002] [PMID]

[17] Divert C, Mornieux G, Freychat P, Baly L, Mayer F, Belli A. Barefoot-shod running differences: Shoe or mass effect? International Journal of Sports Medicine. 2008; 29(6):512-8. [DOI:10.1055/s-2007-989233] [PMID]

[18] Sterzing T, Müller C, Hennig EM, Milani TL. Actual and perceived running performance in soccer shoes: A series of eight studies. Footwear Science. 2009; 1(1):5-17. [DOI:10.1080/19424280902915350]

[19] Chiou SS, Turner N, Zwiener J, Weaver DL, Haskell WE. Effect of boot weight and sole flexibility on gait and physiological responses of firefighters in stepping over obstacles. Human Factors. 2012; 54(3):373-86. [DOI:10.1177/0018720811433464] [PMID]

[20] Turner NL, Chiou S, Zwiener J, Weaver D, Spahr J. Physiological effects of boot weight and design on men and women firefighters. Journal of Occupational and Environmental Hygiene. 2010; 7(8):477-82. [DOI:10.1080/15459624.2010.486285] [PMID]

[21] Stefanyshyn DJ, Nigg BM. Dynamic angular stiffness of the ankle joint during running and sprinting. Journal of Applied Biomechanics. 1998; 14(3):292-9. [PMID]

[22] Nigg BM. Biomechanics of sport shoes. Calgary: University of Calgary; 2010. [Link]

[23] Martin PE. Mechanical and physiological responses to lower extremity loading during running. Medicine and Science in Sports and Exercise. 1985; 17(4):427-33. [DOI:10.1249/00005768-198508000-00004] [PMID]

[24] Faul F, Erdfelder E, Lang AG, 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. [DOI:10.3758/BF03193146] [PMID]

[25] Jafarnezhadgero A, Ghorbanlou F, Majlesi M. [The effect of corrective exercise on walking ground reaction force components in children with genu varum: A Trial study. (Persain)]. The Journal of Rafsanjan University of Medical Sciences. 2019; 17(10):937-50. [Link]

[26] Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics. Human kinetics; 2014. [DOI:10.5040/9781492595809]

[27] Almosnino S, Kajaks T, Costigan PA. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. BMC Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology: SMARTT. 2009; 1(1):19. [DOI:10.1186/1758-2555-1-19] [PMID]

[28] Lin PE, Sigward SM. Subtle alterations in whole body mechanics during gait following anterior cruciate ligament reconstruction. Gait & Posture. 2019; 68:494-9. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.12.041] [PMID] [PMCID]

[29] Mohr M, Enders H, Nigg S, Nigg B. The effect of shoe weight on sprint performance: A biomechanical perspective. Journal of Ergonomics S. 2015; S(6):001. [Link]

[30] Baltich J, Maurer C, Nigg BM. Increased vertical impact forces and altered running mechanics with softer midsole shoes. PloS One. 2015; 10(4):e0125196. [PMID] [PMCID]

[31] Robbins SE, Gouw J, Hanna AM. Running-related injury prevention through barefoot adaptations. Medicine & Science in Sports & Exercise. 1987; 19(2):148-56. [DOI:10.1249/00005768-198704000-00014]

[32] Robbins SE, Gouw J. Flunning-related injury prevention through innate impact-moderating behavior. Medicine and Science in Sports and Exercise 1989; 21(2):130-9. [PMID]

[33] Jørgensen U, Bojsen-Møller F. Shock absorbency of factors in the shoe/heel interaction—with special focus on role of the heel pad. Foot & Ankle. 1989; 9(6):294-9. [PMID]

[34] Whittle MW. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: A review. Gait & Posture. 1999; 10(3):264-75. [DOI:10.1016/S0966-6362(99)00041-7] [PMID]

[35] Sharma J, Heagerty R, Dalal S, Banerjee B, Booker T. Risk factors associated with musculoskeletal injury: A prospective study of British infantry recruits. Current Rheumatology Reviews. 2019; 15(1):50-8. [DOI:10.2174/1573397114666180430103855] [PMID]

[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. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2016.02.007] [PMID]

[37] Carl HD, Pauser J, Swoboda B, Jendrissek A, Brem M. Soccer boots elevate plantar pressures in elite male soccer professionals. Clinical Journal of Sport Medicine. 2014; 24(1):58-61. [DOI:10.1097/01.jsm.0000432857.79305.6c] [PMID]

[38] Mero A, Komi PV, Gregor RJ. Biomechanics of sprint running. A review. Sports Medicine. 1992; 13(6):376-92. [DOI:10.2165/00007256-199213060-00002] [PMID]

[39] Mann R, Kotmel J, Herman J, Johnson B, Schultz C. Kinematic trends in elite sprinters. Paper presented at: ISBS-Conference Proceedings Archive. 27 March 2008; Colorado Springs, USA. [Link]

[40] Shapiro DC, Zernicke RF, Gregor RJ. Evidence for generalized motor programs using gait pattern analysis. Journal of Motor behavior. 1981; 13(1):33-47. [DOI:10.1080/00222895.1981.10735235] [PMID]

[41] Black MI, Kranen SH, Kadach S, Vanhatalo A, Winn B, Farina EM, et al. Highly cushioned shoes improve running performance in both the absence and presence of muscle damage. Medicine and Science in Sports and Exercise. 2022; 54(4):633-45. [PMID]

[42] Hunter JP, Marshall RN, McNair PJ. Relationships between ground reaction force impulse and kinematics of sprint-running acceleration. Journal of Applied Biomechanics. 2005; 21(1):31-43. [PMID]

[43] Johnson MD, Buckley JG. Muscle power patterns in the mid-acceleration phase of sprinting. Journal of Sports Sciences. 2001; 19(4):263-72. [DOI:10.1080/026404101750158330] [PMID]

[44] Jacobs R, van Ingen Schenau GJ. Intermuscular coordination in a sprint push-off. Journal of Biomechanics. 1992; 25(9):953-65. [DOI:10.1016/0021-9290(92)90031-U] [PMID]

[45] Jafarnezhadgero A, Alavi-Mehr SM, Granacher U. Effects of anti-pronation shoes on lower limb kinematics and kinetics in female runners with pronated feet: The role of physical fatigue. PloS One. 2019; 14(5):e0216818. [DOI:10.1371/journal.pone.0216818] [PMID] [PMCID]

[46] DeVita P, Hortobagyi T, Barrier J. Gait biomechanics are not normal after anterior cruciate ligament reconstruction and accelerated rehabilitation. Medicine & Science in Sports & Exercise. 1998; 30(10):1481-8. [DOI:10.1097/00005768-199810000-00003] [PMID]

[47] Decker MJ, Torry MR, Noonan TJ, Sterett WI, Steadman JR. Gait retraining after anterior cruciate ligament reconstruction. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2004; 85(5):848-56. [DOI:10.1016/j.apmr.2003.07.014] [PMID]

[48] Bishop M, Fiolkowski P, Conrad B, Brunt D, Horodyski M. Athletic footwear, leg stiffness, and running kinematics. Journal of Athletic Training. 2006;.41(4):387-92. [PMID]

[49] Divert C, Baur H, Mornieux G, Mayer F, Belli A. Stiffness adaptations in shod running. Journal of Applied Biomechanics. 2005; 21(4):311-21. [PMID]

[50] Farley CT, Gonzalez O. Leg stiffness and stride frequency in human running. Journal of Biomechanics. 1996; 29(2):181-6. [DOI:10.1016/0021-9290(95)00029-1] [PMID]

[51] Morio C, Guéguen N, Baly L, Berton E, Barla C. Relationship between biomechanical variables and sole viscoelasticity with fresh and fatigued running shoes. Footwear Science. 2009; 1(S1):111-3. [DOI:10.1080/19424280903063614]

[52] Frederick EC, Hagy JL. Factors affecting peak vertical ground reaction forces in running. Journal of Applied Biomechanics. 1986; 2(1):41-9. [DOI:10.1123/ijsb.2.1.41]

[53] Cole GK, Nigg BM, van Den Bogert AJ, Gerritsen KG. The clinical biomechanics award paper 1995 Lower extremity joint loading during impact in running. Clinical Biomechanics (Bristol, Avon). 1996; 11(4):181-93. [PMID]

[54] Sinclair J, Greenhalgh A, Brooks D, Edmundson CJ, Hobbs SJ. The influence of barefoot and barefoot-inspired footwear on the kinetics and kinematics of running in comparison to conventional running shoes. Footwear Science. 2013; 5(1):45-53. [DOI:10.1080/19424280.2012.693543]

[55] Squadrone R, Gallozzi C. Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. Journal of Sports Medicine and Physical Fitness. 2009; 49(1):6-13. [PMID]

[56] Madadi-Shad M, Jafarnezhadgero AA, Sheikhalizade H, Dionisio VC. Effect of a corrective exercise program on gait kinetics and muscle activities in older adults with both low back pain and pronated feet: A double-blind, randomized controlled trial. Gait & Posture. 2020; 76:339-45. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2019.12.026] [PMID]

[57] Jafarnezhadgero AA, Anvari M, Granacher U. Long-term effects of shoe mileage on ground reaction forces and lower limb muscle activities during walking in individuals with genu varus. Clinical Biomechanics. 2020; 73:55-62. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2020.01.006] [PMID]

[58] Jafarnezhadgero A, Ghorbanloo F, Fatollahi A, Dionisio VC, Granacher U. Effects of an elastic resistance band exercise program on kinetics and muscle activities during walking in young adults with genu valgus: A double-blinded randomized controlled trial. Clinical Biomechanics. 2021; 81:105215. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2020.105215] [PMID]

This Page Intentionally Left Blank