Research Paper: Evaluation of the Effects of Two Types of Foot Rockers on the Temporal-Spatial Gait Parameters in Diabetic Patients

*Zeinab Rezaeian[1], Mohammad Taghi Karimi[1], Arezoo Eshraghi[2], Niloofar Fereshtenejad[1]

1. Department of Orthotics and Prosthetics, Musculoskeletal Research Center, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.
2. Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Malaya, Kuala Lumpur, Malaysia.

Citation: Rezaeian Z, Karimi MT, Eshragh A. [Evaluation of the Effects of Two Types of Foot Rockers on the Temporal-Spatial Gait Parameters in Diabetic Patients (Persian)]. Journal of Rehabilitation. 2016; 17(2):168-177. http://dx.crossref.org/ 10.21859/jrehab-1702168

doi: http://dx.crossref.org/ 10.21859/jrehab-1702168

Received: 12 Feb. 2016
Accepted: 15 May 2016

ABSTRACT

Objective Foot ulcer is one of the main challenges of diabetic patients influencing their abilities to stand and walk. Various methods have been suggested to decrease the loads applied to the foot in this group of patients; most methods were not deemed successful and could only be used temporarily. Rocker shoes are recommended for foot ulcer treatment. Based on the available literature, it is still controversial whether or not the forces applied to the foot differ between diabetic and normal subjects. Moreover, it is not well understood which kind of rocker (heel or toe rocker) is more successful in decreasing the applied forces to the foot. Therefore, this study aimed to compare the loads applied on the foot in diabetic subjects and normal subjects and to determine the influence of rockers on the load of foot. The main hypothesis associated with this study was that heel and toe rockers had similar effects on the force applied on the foot in diabetic subjects.

Materials & Methods In this interventional, and quasi-experimental study, 20 healthy and 20 diabetic subjects were recruited. The sample size was determined based on the average number of the subjects in the previous similar studies. The diabetic subjects were selected from the patients referred to foot clinics in Rehabilitation School of Isfahan University of Medical Sciences. A qualysis motion analysis system with a Kistler force plate (50×60 cm) was used to record the temporal-spatial gait parameters and forces applied on the leg during walking. The subjects were asked to walk with a comfortable speed along a level surface in a gait lab. The parameters such as temporal-spatial gait parameters, peaks of ground reaction forces, and force-time integral were used for analysis. The difference between the mean values of the parameters and between the subjects' effects were evaluated by use analysis of variance with repeated measures test. The statistical analysis was done by SPSS17 and with significant level of 0.05.

Results There was a significant difference between normal and diabetic foot subjects regarding cadence, stride length, and percentage of stance phase ($P < 0.05$). Although the walking speed of diabetic subjects was less than that of normal subjects, the difference was not significant ($P > 0.06$). There was a significant difference between the peak of the forces (anteroposterior [fy1, fy2], medio lateral [fx], and vertical [fz1, fz2, fz3]) applied on the leg in normal and diabetic foot. The type of rocker did not affect the spatiotemporal gait parameters ($P < 0.05$), while exhibited significant effect on the peak anteroposterior forces applied to the leg ($P < 0.04$). The mean value of the force-time integral of vertical component of ground reaction force varied based on the side and group ($P < 0.04$).

Conclusion The results of this study showed that the force-time integral of vertical component of the ground reaction force increased significantly in subjects with diabetes, which is the main cause of foot ulcers. Although, heel and toe rockers did not influence the force applied to the foot or the force-time integral, it is recommended to use rocker shoes with wide base of support to increase the dynamic stability while decreasing the foot pressure. The main limitation is that the immediate effect of use of rocker was studies in this study . It is recommended to check the effect of rockers interventions after a certain period of their use.

Keywords:
Diabetic neuropathy, Toe rocker, Heel rocker, Temporal-spatial parameters of gait, Force-time integral

Corresponding Author:
Zeinab Rezaeian, MSc.
Address: Department of Orthotics and Prosthetics, Musculoskeletal Research Center, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.
Tel: +98 (31) 42649366
E-Mail: rezaeian.zeinab.236@gmail.com

بررسی تأثیر دو نوع راکر کفش بر متغیرهای زمانی-مکانی راه‌رفتن در بیماران دیابتی

*زینب رضاییان[۱]، محمدتقی کریمی[۱]، آرزو اشراقی[۲]، نیلوفر فرشته‌نژاد[۱]

۱- گروه ارتوپدی فنی، دانشکده توانبخشی، مرکز تحقیقات اختلالات اسکلتی و عضلانی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.
۲- گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی، دانشگاه مالایا، کوالالامپور، مالزی.

تاریخ دریافت: ۲۳ بهمن ۱۳۹۴
تاریخ پذیرش: ۲۶ اردیبهشت ۱۳۹۵

چکیده

هدف زخم کف پا از عوارض مهم بیماران دیابتی است که بر توانایی ایستادن و راه‌رفتن آنان تأثیر می‌گذارد. راهکارهای درمانی متفاوتی برای کاهش نیروهای اعمالی روی پای این بیماران استفاده شده که اکثراً موقتی است و در بلندمدت مؤثر نیست. کفش‌های راکری برای درمان زخم‌های دیابتی توصیه می‌شود. براساس مقالات موجود این سؤال مطرح می‌شود: «آیا نیروهای اعمالی روی پا در افراد دیابتی با افراد سالم متفاوت است؟» علاوه‌براین مشخص نیست کدام نوع راکر (پنجه یا پاشنه) برای کاهش این نیروها مؤثرتر است؛ بنابراین هدف از این مطالعه مقایسه بین نیروهای اعمالی وارد بر پا در افراد دیابتی و افراد سالم و همچنین تعیین تأثیر راکرها بر این عوامل بود. فرضیه اصلی مطرح‌شده در این مطالعه بر این مبنا بود که راکرهای پنجه و پاشنه تأثیر مشابهی بر نیروهای اعمالی وارد بر پا در افراد دیابتی دارد.

روش بررسی در این مطالعه مداخله‌ای‌شبه‌تجربی ۲۰ نفر فرد سالم و ۲۰ نفر فرد بیمار مبتلا به نروپاتی دیابتی شرکت داشتند. تعداد نمونه‌ها براساس متوسط تعداد شرکت‌کنندگان در مطالعات قبلی انتخاب شده بودند. نمونه‌ها از میان بیماران ارجاع‌داده‌شده به کلینیک مراقبت از پای دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان انتخاب شدند. متغیرهای زمانی-مکانی راه‌رفتن و نیروهای اعمالی روی پا طی راه‌رفتن با استفاده از سیستم تحلیل حرکت کوالیزیس مجهز به ۷ دوربین و یک صفحه نیروی کیسلر (۶۰×۵۰ سانتی‌متر) ثبت شد. از افراد خواسته شد با سرعت دلخواه در طول آزمایشگاه راه بروند تا تأثیر آنی راکرها بر بیماران سنجیده شود. متغیرهایی شبیه متغیرهای زمانی-مکانی راه‌رفتن، حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین و انتگرال نیرو-زمان (ضربه) تحلیل شد. تفاوت بین میانگین‌ها و تأثیرات بین افراد با استفاده از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر ارزیابی و محاسبات آماری با استفاده از نسخه ۱۷ نرم‌افزار SPSS و با سطح معنی‌داری ۰/۰۵ انجام شد.

یافته‌ها براساس نتایج به‌دست‌آمده اختلاف عمده‌ای بین افراد دیابتی و سالم در متغیرها آهنگ راه‌رفتن، طول گام و درصد مرحله استانس مشاهده می‌شود ($P<0/05$). با وجود اینکه سرعت راه‌رفتن افراد دیابتی کمتر از افراد سالم بود؛ ولی اختلاف معناداری در این متغیر مشاهده نشد ($P>0/06$). همچنین تفاوت معناداری بین حداکثر نیروهای اعمالی قدامی-خلفی (Fy1, Fy2)، داخلی-خارجی (Fx) و عمودی (Fz1، Fz2 و Fz3) در دو گروه شرکت‌کننده وجود دارد. همچنین نوع راکر بر متغیرهای زمانی-مکانی راه‌رفتن تأثیر ندارد ($P>0/05$). درعین‌حال نوع راکر بر حداکثر نیروهای قدامی-خلفی اعمالی روی پا تأثیر داشته است ($P<0/04$). به نظر می‌رسد متوسط انتگرال نیرو-زمان بخش عمودی نیروی عکس‌العمل زمین براساس متغیر سمت و گروه متفاوت است ($P<0/05$).

نتیجه‌گیری انتگرال نیرو-زمان بخش عمودی نیروی عکس‌العمل زمین به‌طورعمده در افراد دیابتی بیشتر از افراد سالم بود. این امر می‌تواند زخم‌هایی در پای این افراد ایجاد کند. البته راکرهای پاشنه و پنجه در کاهش هیچ‌کدام از متغیرهای میزان نیروهای اعمالی و انتگرال نیرو-زمان مؤثر نبودند. توصیه می‌شود برای افزایش ثبات پویا و کاهش فشارهای کف‌پایی از کفش‌های راکری با سطح تکیه‌گاه عریض‌تر استفاده شود. مهم‌ترین محدودیت این مطالعه بررسی تأثیر آنی استفاده از راکر در این افراد بود. در مطالعات بعدی پیشنهاد می‌شود که تأثیر مداخلات راکری بعد از یک دوره استفاده ارزیابی شود.

کلیدواژه‌ها:
نروپاتی دیابتی، راکر پنجه، راکر پاشنه، متغیرهای زمانی-مکانی راه‌رفتن، انتگرال نیرو-زمان

مقدمه

دیابت و زخم‌های ناشی از آن، یکی از مهم‌ترین بیماری‌هایی است که توانایی افراد برای ایستادن و راه‌رفتن را تحت‌تأثیر قرار می‌دهد. دیابت، دلیل عمده قطع عضو در بیشتر کشورها محسوب می‌شود [۲، ۱] و بروز این بیماری بین کشورها متفاوت بوده و بین ۵۰هزار تا ۷۵هزار مورد در هر یک میلیون نفر گزارش شده است [۴، ۳]. بیش از ۱۵ درصد افراد دیابتی در پاهای خود زخم‌هایی دارند که سرانجام منجر به قطع عضو می‌شود [۴]. براساس تحقیقات صورت‌گرفته در سال ۲۰۰۹، شیوع قطع عضو در افراد دیابتی ۱/۵ برابر بیشتر از افراد سالم است [۳]. به‌طورعمده خطر قطع عضو در این بیماران با استفاده

* نویسنده مسئول:
زینب رضاییان
نشانی: اصفهان، میدان آزادی، خیابان هزارجریب، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، مرکز تحقیقات اختلالات اسکلتی و عضلانی، دانشکده توانبخشی، گروه ارتوپدی فنی.
تلفن: ۴۲۶۴۹۳۶۶ (۳۱) ۹۸+
رایانامه: rezaeian.zeinab.236@gmail.com

از راهکارهای درمانی مناسب کاهش می‌یابد.

معمول‌ترین عواملی که باعث ایجاد زخم در بیماران دیابتی می‌شود شامل: نوروپاتی محیطی، بدشکلی پا، تروما، بیماری عروق محیطی و ادِمای محیطی است. در این بین، تروما و نیروهای اعمالی روی پا، مهم‌ترین این عوامل به‌شمار می‌آید [۱]. در افراد دیابتی با اختلال حسی در پا، راهکارهایی متفاوت از جمله: گچ‌گیری، وسایل ارتزی حذف‌کننده فشار شبیه کفی، راکر و کفش‌های طبی برای کاهش فشارهای کف پایی، به واسطه درمان زخم به‌کار می‌رود [۵-۷].

اگرچه تأثیر نیروهای وارده به پا با استفاده از گچ به‌طورموقت کاهش می‌یابد، ولی این درمان در طولانی‌مدت مؤثر نیست [۸]؛ ازاین‌رو برای کاهش نیروهای اعمالی، به بیشتر بیماران دیابتی استفاده از ارتزها و راکرهای مختلف توصیه می‌شود [۸]. گرچه برخی از انواع کفی‌های طبی در بیماران دیابتی برای درمان زخم استفاده می‌شود، اما این وسایل به اندازه راکرها مؤثر نیست [۲]. معمول‌ترین راکرهایی که در این بیماران به‌منظور کاهش و توزیع مناسب نیروهای اعمالی استفاده می‌شود عبارتند از: راکر پاشنه، راکر پنجه و راکر ترکیبی که ابعاد و محل قرارگیری آن‌ها براساس نیاز بیمار تغییر می‌کند [۹].

به‌طورمعمول بیماران دیابتی به راهکارهای مشابه در راه‌رفتن برای کاهش نیروهای اعمالی روی پا عادت می‌کنند که در آن سرعت راه‌رفتن آهسته‌تر، سطح تکیه‌گاه عریض‌تر و زمان ایستادن روی دو پا طولانی‌تر است [۱۰]. همچنین این افراد با محدوده حرکتی بیشتر در مفاصل هیپ، زانو و مچ پا راه می‌روند [۱۱]. مطالعات محققان در سال‌های ۲۰۰۰ و ۲۰۰۲ نشان داد مدت‌زمان ایستادن روی دو پا در این بیماران افزایش و در مقابل میانگین نیروی عمودی عکس‌العمل زمین کاهش می‌یابد [۱۲، ۱۳].

درعین‌حال در مطالعه‌ای دیگر (۱۹۹۸) نشان داده شد نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در افراد دیابتی به‌ویژه افراد دارای زخم افزایش می‌یابد [۱۴]. براساس نتایج مطالعات، این سؤال مطرح می‌شود: «آیا نیروهای اعمالی روی پا در افراد دیابتی افزایش می‌یابد یا خیر؟» [۱۴-۱۶، ۳۴]. ازسوی‌دیگر، تأثیر استفاده از انواع راکر بر سینتیک افراد دیابتی موردبررسی قرار گرفته است.

نتایج مطالعه‌ای در سال ۲۰۰۹ روی افراد دیابتی نشان داد راکر پنجه، میزان فشار حداکثر را در ناحیه قدامی پا به میزان ۳۸ تا ۵۸ درصد کاهش و فشارها و نیروهای اضافی را به قسمت‌های دیگر پا منتقل می‌کند [۱۷]. در سال ۲۰۰۵ نیز گزارش شد استفاده از راکر پاشنه در افراد دیابتی هیچ تغییری در طول گام، سرعت راه‌رفتن و میزان نیروهای اعمالی روی پا ایجاد نکرده است [۱۸]. بنابراین، این سؤال وجود دارد: «آیا تغییر در متغیرهای زمانی-مکانی راه‌رفتن (کاهش سرعت) در این افراد به‌منظور کاهش نیروهای وارد بر پا، موفق بوده است یا خیر؟». علاوه‌براین، به‌خوبی مشخص نیست که کدام نوع راکر (پاشنه یا پنجه) در بیماران دیابتی جهت کاهش نیروهای اعمالی مؤثرتر است.

هدف از این مطالعه مقایسه بین نیروهای اعمالی وارد بر پا در افراد دیابتی و افراد سالم و همچنین تعیین تأثیر راکرها، بر این عوامل است. فرضیه اصلی مطرح‌شده در این مطالعه بر این مبناست که راکرهای پنجه و پاشنه تأثیر مشابهی بر نیروهای اعمالی وارد بر پا در افراد دیابتی دارند.

روش بررسی

این مطالعه از نوع مداخله‌ای-شبه‌تجربی بود و نمونه موردبررسی را ۲۰ نفر بیمار مبتلا به نروپاتی دیابتی و ۲۰ نفر فرد سالم تشکیل می‌دادند که همگی زن بودند. تعداد نمونه‌ها براساس متوسط تعداد شرکت‌کنندگان در مطالعات قبلی انتخاب شدند [۱۷، ۱۹-۲۹]. افراد سالم از لحاظ جنسیت، سن، قد و وزن با افراد بیمار مطابقت داده شدند. نمونه‌ها از بیماران کلینیک دیابتی جنان‌شهر اصفهان به کلینیک ارتوپدی فنی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان ارجاع داده شدند.

نمونه‌ها براساس معیارهای زیر انتخاب شدند: سن بین ۳۰ تا ۶۰ سال [۲۱، ۲۷، ۳۰، ۳۱]، سابقه ابتلا به نروپاتی دیابتی حداقل ۶ سال [۲۱، ۲۷، ۳۰، ۳۱]، توانایی تحمل وزن و فشار در سطح کف پایی [۲۴، ۳۱-۳۳] و توانایی ایستادن و راه‌رفتن بدون کمک عصا یا واکر [۲۱، ۲۴، ۳۱]. افرادی که خصوصیات زیر را داشتند، از مطالعه کنار گذاشته می‌شوند: عدم‌ابتلا به نروپاتی دیابتی [۲۱، ۲۷، ۳۰، ۳۱]، داشتن هرگونه بدشکلی و زخم در سطح کف پایی [۲۱، ۲۴، ۲۷، ۳۰، ۳۴] و داشتن سابقه عمل جراحی در کمر و اندام‌های تحتانی در طی شش ماه گذشته [۲۱، ۲۴، ۳۱].

قبل از شرکت‌دادن افراد در مطالعه و انجام هرگونه مداخله درمانی، فرد از روند کار تحقیقی آگاه و از او درخواست شد تا فرم رضایت‌نامه اخلاقی را که توسط کمیته تحقیقاتی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان تهیه شده بود، تکمیل کند. از افراد خواسته شد همه با کفش‌های مشابه دارای راکر پاشنه و پنجه که به‌طورخاص برای این کار تحقیقی ساخته شده بود، راه بروند.

کفش‌های مورداستفاده در این طرح از جنس چرم و از نظر پزشکی استاندارد بود و همه آن‌ها توسط یک ارتزیست و به‌صورت خام، بدون راکر و زیره کفش، در یک کارگاه کفاشی ساخته می‌شد. راکر کفش‌ها نیز توسط دو نفر ارتزیست ساخته می‌شد به‌صورتی‌که تمام راکرهای پنجه را یک نفر و تمام راکرهای پاشنه را دیگری می‌ساخت. راکر پنجه از جنس فوم با دانسیته بالا بود که این لایه فومی از پاشنه تا رأس ضخامت کامل داشت و در این قسمت کاملاً گرد می‌شد تا به ضخامت صفر در پنجه می‌رسید.

لبه‌های راکر در قسمت پاشنه نیز به‌مقدار جزیی گرد می‌شد.محل رأس راکر، پشت سینه پا و حدوداً ۵۵ تا ۶۰ درصد کل طول کفش از قسمت پاشنه بود و البته نسبت به محور طولی کفش به‌صورت عمود

الف) راکر پاشنه

ب) راکر پنجه

تصویر ۱. کفش‌های راکری مورداستفاده در این مطالعه.

توانبخشی

قرار می‌گرفت. علاوه‌براین، زاویه راکر پنجه از قسمت قدامی کفش تا زمین حدود ۲۰ درجه بوده و لبه‌های راکر در قسمت پاشنه نیز به‌مقدار جزیی گرد می‌شد. راکر پاشنه نیز از همان جنس و با همان خصوصیات بود با این تفاوت که زاویه از رأس راکر تا قسمت قدامی ۲۰ درجه و در قسمت خلفی ۱۵ درجه نسبت به زمین می‌شد. تصویر شماره ۱ کفش‌های استفاده‌شده در این مطالعه را نشان می‌دهد. براساس مطالعات قبلی، جنس زیره کفش باید سخت باشد تا بیشترین میزان کاهش فشار را در این افراد داشته باشیم؛ بنابراین در آخرین مرحله، یک زیره از جنس سخت روی راکرها چسبانده می‌شد [۳۵، ۳۶].

یک سیستم تحلیل حرکت کوالیزیز (سری یک ساخت کشور سوئد)، مجهز به ۷ دوربین اوکوس و یک صفحه نیروی کیسلر (۶۰×۵۰ سانتی‌متر) مدل ۵۲۳۳A۲ ساخت کشور سوییس نیروهای اعمالی روی پا را طی راه‌رفتن ثبت می‌کردند. مارکرهای کروی ۱۴ میلی‌متری با پوشش انعکاسی به‌کار گرفته شد که با دوربین قابل‌تشخیص بود. پروتکل توصیف‌شده جای‌گذاری مارکرها، توسط گروه مهندسی دانشگاه استراتکلاید[1] ابداع شده است.

فرایند اتصال مارکرها از قسمت پایین اندام تحتانی (مثلاً پنجه پا) شروع و مارکرها در حالت نشسته روی پای فرد نصب شد. محل اتصال مارکرها سر اولین و پنجمین استخوان متاتارس پای راست و چپ، پاشنه پای راست و چپ، قوزک‌های داخلی و خارجی پای راست و چپ، اپی‌کندیل‌های داخلی و خارجی زانوی پای راست و چپ، خارهای خاصره قدامی-فوقانی راست و چپ، خارهای خاصره خلفی-فوقانی راست و چپ، تروکانتر بزرگ راست و چپ، استرنوم و مفاصل آکرومیوکلاویکولار راست و چپ بودند. علاوه‌براین، چهار مارکر به‌صورت خوشه‌های چهارتایی که روی یک صفحه لوزی شکل نصب شده است، با کمک استرپ‌های پهن به قسمت قدامی-خارجی ساق و ران پاها متصل شدند [۳۷].

در ابتدای جلسه، افراد برای انجام آزمون راه‌رفتن آموزش دیدند. قبل از شروع آزمون با انجام قرعه‌کشی، نوع کفش راکری که فرد ابتدا با آن راه می‌رفت، مشخص شد و قبل از انجام هر مرحله از آزمون حدود ۶ دقیقه با هر کفش راه رفتند. ابتدا از افراد خواسته شد در مرکز فضای درجه‌بندی بایستند و آزمون‌های ایستا انجام شد. سپس از افراد خواسته شد با سرعت دلخواه در طول آزمایشگاه راه بروند تا تأثیر آنی راکرها بر بیماران سنجیده شود و آزمون‌ها برای ۵ مرتبه موفق برای هر دو پای غالب و غیرغالب تکرار شد. پس از چند دقیقه استراحت، در همان جلسه آزمون‌ها با راکر دیگر انجام گرفت. مدت‌زمان انجام هر دو مرحله از آزمون برای هر بیمار حدود ۱ تا ۱/۵ ساعت بود.

روند نمونه‌گیری از اوایل خردادماه تا اواخر شهریورماه سال ۱۳۹۳ به‌طول انجامید و اطلاعات سکوی نیرو به‌وسیله نرم‌افزارهای QTM و ویژوال سه‌بُعدی پردازش شد. این اطلاعات به‌منظور تطابق با فرکانس دوربین‌ها و عدم‌امکان افزایش فرکانس، با فرکانس ۱۲۰ هرتز جمع‌آوری و با یک فیلتر پایین‌گذر باترورث[2] با فرکانس قطع ۱۰ هرتز فیلتر شد. در این مطالعه بعضی عوامل شبیه متغیرهای زمانی-مکانی راه‌رفتن (مانند: سرعت راه‌رفتن، طول گام، ریتم راه‌رفتن و درصد مرحله ایستایی) و همچنین نیروهای اعمالی روی پا (نیروهای قدامی-خلفی، نیروهای داخلی-خارجی و نیروهای عمودی) ارزیابی شدند. تصاویر شماره ۲، ۳ و ۴ نیروهای موردبررسی در متن را به‌خوبی نشان می‌دهد.

برای مقایسه مشخصات فردی بین دو گروه شرکت‌کننده، آزمون تی مستقل مورداستفاده قرار گرفت. سپس توزیع طبیعی داده‌ها با کمک آزمون شاپیرو-ویلک محاسبه و برای تحلیل نهایی از آزمون پارامتریک استفاده شد. تفاوت بین میانگین‌ها و اثرات بین‌گروهی، گروه (دیابتی و طبیعی)، نوع راکر (پاشنه و پنجه) و سمت پا (غالب و غیرغالب) با استفاده از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر ارزیابی و محاسبات آماری نیز با استفاده از نسخه ۱۷ نرم‌افزار SPSS و با سطح معنی‌داری ۰/۰۵ انجام شد.

1. Strathclyde

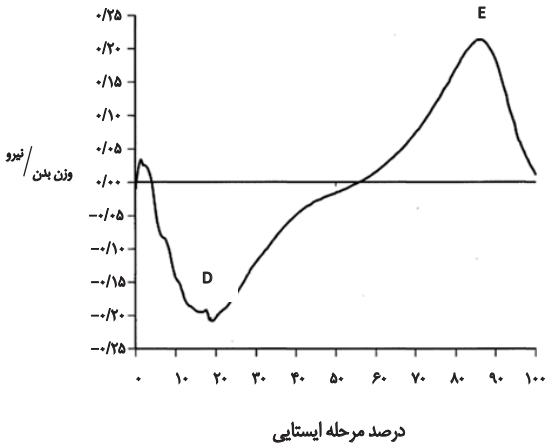
2. Butterworth

یافته‌ها

مشخصات فردی افراد شرکت‌کننده در تحقیق، در جدول شماره ۱ آمده است. استفاده از آزمون تی مستقل، هیچ اختلاف معنی‌داری بین دو گروه از نظر سن، وزن، قد و شاخص توده بدنی نشان نداد (P>۰/۰۵). نتایج آزمون شاپیرو-ویلک که برای تعیین طبیعی‌بودن توزیع داده‌ها انجام گرفت، نشان داد برای همه متغیرها (P>۰/۰۵) است و می‌توان گفت با سطح اطمینان ۹۵ درصد توزیع داده‌ها طبیعی است.

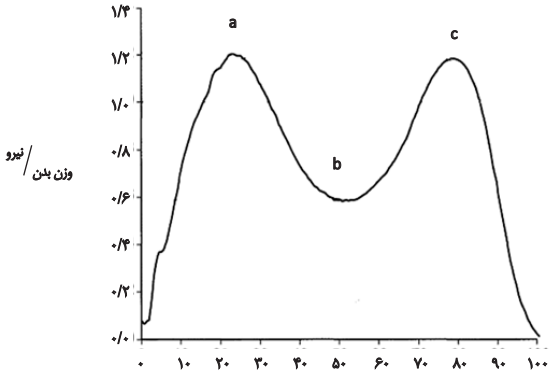
میانگین سرعت راه‌رفتن افراد دیابتی با راکر پاشنه در پای غالب و غیرغالب ۰/۱۶۶±۰/۹۸۵ و ۰/۱۵۳±۰/۹۹۴ متر/ثانیه در مقایسه با افراد سالم با مقادیر ۰/۱۳۵±۱/۱۶۵ و ۰/۱۱۸±۱/۱۴۹ متر/ثانیه بود. درصد مرحله استانس در افراد دیابتی بسته به نوع راکر بین ۲/۸۲±۶۶/۵۳ و ۱/۶±۶۷/۸۴ متر/ثانیه در مقایسه با مقادیر ۱/۹±۶۵/۱۵ و ۱/۵±۶۶/۲۳ متر/ثانیه در افراد سالم متفاوت بود. جدول شماره ۲ مقادیر میانگین و انحراف معیار متغیرهای زمانی-مکانی راه‌رفتن را در هر دو گروه شرکت‌کننده، با هر دو نوع راکر و در هر دو سمت نشان می‌دهد.

میانگین نیروهای اعمالی روی پا در هر دو گروه سالم و بیمار، درحالی‌که با هر دو راکر پاشنه و پنجه راه رفته‌اند و در دو سمت غالب و غیرغالب، در جدول شماره ۳ نشان داده شده است. میانگین اولین قله نیروی عکس‌العمل زمین (A) طی راه‌رفتن با راکر پاشنه به‌ترتیب در افراد بیمار و سالم ۰/۰۹±۱/۰۴ و ۰/۰۷۲±۱/۰۱ نیوتون/وزن بوده است. در افراد دیابتی میانگین حداکثر نیروی اعمالی روی پا بین ۰/۰۴۴±۰/۸۳ و ۰/۰۵۱±۰/۸۵ نیوتون/وزن در مقایسه با افراد سالم که بین ۰/۰۶±۰/۷۸ و ۰/۰۴۴±۰/۸۱ نیوتون/وزن ثبت شده، متفاوت است.



توانبخشی

تصویر ۳. نیرو در جهت قدامی-خلفی در طی راه‌رفتن معمولی.
D: قله اول نمودار نیروی قدامی-خلفی (حداکثر نیروی خلفی).
E: قله دوم نمودار نیروی قدامی-خلفی (حداکثر نیروی قدامی).

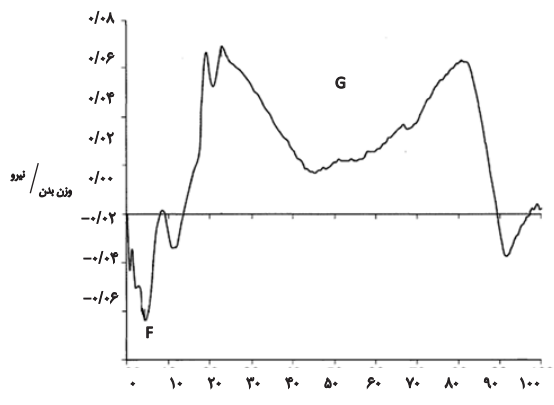


توانبخشی

تصویر ۲. نیرو در جهت عمودی در طی راه‌رفتن معمولی.
A: قله اول نمودار بخش عمودی نیروی عکس‌العمل زمین.
B: قله دوم نمودار بخش عمودی نیروی عکس‌العمل زمین.
C: قله سوم نمودار بخش عمودی نیروی عکس‌العمل زمین.

تأثیر عوامل گروه (دیابتی-طبیعی)، راکر (پاشنه-پنجه) و سمت (غالب و غیرغالب) و ترکیب همه آن‌ها در جدول شماره ۴ آمده است. همان‌طورکه در جدول دیده می‌شود اختلاف عمده‌ای بین افراد دیابتی و سالم در متغیرهای ریتم راه‌رفتن، طول گام و درصد مرحله ایستایی مشاهده می‌شود (P<۰/۰۵).

با وجود اینکه سرعت راه‌رفتن افراد دیابتی کمتر از افراد سالم بود ولی اختلاف معناداری در این متغیر مشاهده نشد (P>۰/۰۶). همچنین به نظر می‌رسد نوع راکر بر متغیرهای زمانی-مکانی راه‌رفتن تأثیر ندارد (P>۰/۰۵). با این حال تأثیر استفاده از راکر بر درصد مرحله ایستایی در افراد دیابتی بیشتر از افراد سالم بود (P<۰/۰۰۷). هیچ رابطه‌ای بین عامل راکر و سمت و همچنین عامل راکر، گروه و سمت، در این متغیر مشاهده نشد. تأثیرات گروه، راکر، سمت و ترکیب این متغیرها در جدول



توانبخشی

تصویر ۴. نیرو در جهت داخلی-خارجی طی راه‌رفتن معمولی.
F: قله اول نمودار نیروی داخلی-خارجی (حداکثر نیروی خارجی).
G: قله دوم نمودار نیروی داخلی-خارجی (حداکثر نیروی داخلی).

جدول ۱. مشخصات فردی افراد شرکت‌کننده.

متغیر موردبررسی	گروه بیماران	گروه افراد طبیعی	P-value
سن (سال)	۴۷/۴±۶۸/۶۹	۴۶/۵±۸۵/۹۹	۰/۶۲
وزن (کیلوگرم)	۷۴/۱۳±۷۶/۹۵	۷۰/۷±۶۷/۰۱	۰/۲۴
قد (متر)	۱/۰±۵۶/۰۴	۱/۰±۵۶/۰۳	۰/۸۷
شاخص توده بدنی (کیلوگرم/متر^2)	۳۰/۵±۵۴/۴	۲۸/۲±۹۵/۵۷	۰/۲۴

توانبخشی

جدول ۲. مقادیر میانگین و انحراف معیار متغیرهای زمانی-مکانی راه‌رفتن با استفاده از دو نوع راکر در دو پای غالب و غیرغالب.

گروه	راکر	سمت	ریتم راه‌رفتن (قدم/دقیقه)	طول گام (متر)	درصد مرحله ایستایی (٪ سیکل گیت)	سرعت (متر/ثانیه)
دیابتی	پاشنه	غالب	۱۰۳/۱۰±۱۹/۷۶	۱/۰±۱۴۰/۰۹۸	۶۶/۲±۵۳/۸۲	۰/۰±۹۸۵/۱۶۶
		غیرغالب	۱۰۳/۱۰±۹۵/۷۴	۱/۰±۰۹۱/۲۴۲	۶۶/۲±۸۷/۳۵	۰/۰±۹۹۴/۱۵۳
	پنجه	غالب	۱۰۱/۱۱±۶۶/۸۵	۱/۰±۱۷۱/۱۰۶	۶۷/۱±۸۴/۶	۰/۰±۹۸۹/۱۸۰
		غیرغالب	۱۰۴/۱۱±۸۶/۲۸	۱/۰±۱۷۰/۰۸۳	۶۷/۱±۲۴/۶	۱/۰±۰۲۷/۱۶۵
طبیعی	پاشنه	غالب	۱۱۲/۹±۷۸/۴۴	۱/۰±۲۴۳/۰۶۵	۶۶/۱±۲۳/۵	۱/۰±۱۶۵/۱۳۵
		غیرغالب	۱۱۲/۸±۸۴/۹	۱/۰±۲۷۹/۲۶۶	۶۵/۰±۶۷/۹	۱/۰±۱۴۹/۱۱۸
	پنجه	غالب	۱۱۳/۱۰±۵۷/۷۶	۱/۰±۲۴۰/۰۵۰	۶۵/۱±۵۲/۱۱	۱/۰±۱۸۲/۱۲۱
		غیرغالب	۱۱۱/۱۱±۴۷/۲۳	۱/۰±۲۳۳/۰۹۳	۶۵/۱±۱۵/۹	۱/۰±۱۹۱/۲۰۸

توانبخشی

جدول ۳. مقادیر میانگین و انحراف معیار متغیر نیرو و انتگرال نیرو-زمان با استفاده از دو نوع راکر در دو پای غالب و غیرغالب.

گروه	راکر	سمت	(وزن/نیوتون)A	(وزن/نیوتون)B	(وزن/نیوتون)C	(وزن/نیوتون)D	(وزن/نیوتون)E	(وزن/نیوتون)F	انتگرال نیرو-زمان (نیوتون×ثانیه)
دیابتی	پاشنه	غالب	۱/۰۴±۰/۰۹۰	۰/۰±۸۴/۰۵۳	۱/۰±۰۴/۰۷۱	۰/۰±۱۷/۰۳۶	۰/۰±۱۶/۰۳۱	۰/۰±۰۵۳/۰۹	۰/۰±۰۰۸۴/۰۰۱۹
		غیرغالب	۱/۰±۰۵/۰۷۶	۰/۰±۸۴/۰۵۴	۱/۰±۰۲/۰۴۵	۰/۰±۱۸/۰۵۰	۰/۰±۱۶/۰۲۴	۰/۰±۰۴۲/۰۰۸	۰/۰±۰۰۸۴/۰۰۱۹
	پنجه	غالب	۱/۰±۰۵/۰۷۲	۰/۰±۸۵/۰۵۱	۱/۰±۰۴/۰۶۶	۰/۰±۱۵/۰۳۴	۰/۰±۱۵/۰۲۹	۰/۰±۰۴۸/۰۰۶	۰/۰±۰۰۸۵/۰۰۲۰
		غیرغالب	۱/۰±۰۳/۰۶۲	۰/۰±۸۳/۰۴۴	۱/۰±۰۳/۰۶۹	۰/۰±۱۶/۰۴۲	۰/۰±۱۵/۰۲۴	۰/۰±۰۳۰/۰۰۹	۰/۰±۰۰۸۳/۰۰۲۰
طبیعی	پاشنه	غالب	۱/۰±۰۱/۰۷۲	۰/۰±۷۸/۰۶۰	۱/۰±۰۸/۰۴۶	۰/۰±۲۴/۰۲۴	۰/۰±۱۸/۰۱۹	۰/۰±۰۵۹/۰۱۰	۰/۰±۰۰۷۹/۰۰۱۲
		غیرغالب	۱/۰±۰۲/۰۵۸	۰/۰±۸۰/۰۵۱	۱/۰±۰۵/۰۵۵	۰/۰±۱۹/۰۳۴	۰/۰±۱۷/۰۲۸	۰/۰±۰۴۸/۰۰۷	۰/۰±۰۰۷۸/۰۰۱۱
	پنجه	غالب	۱/۰±۰۲/۰۶۷	۰/۰±۸۰/۰۸۴	۱/۰±۰۳/۰۷۶	۰/۰±۱۷/۰۲۶	۰/۰±۱۶/۰۱۷	۰/۰±۰۵۳/۰۰۹	۰/۰±۰۰۷۶/۰۰۰۹
		غیرغالب	۱/۰±۰۱/۰۶۵	۰/۰±۸۱/۰۴۴	۱/۰±۰۵/۰۴۵	۰/۰±۱۸/۰۲۷	۰/۰±۱۶/۰۲۵	۰/۰±۰۴۳/۰۰۸	۰/۰±۰۰۷۸/۰۰۱۲

توانبخشی

شماره ۵ نشان داده شده است. همان‌طورکه در جدول مشخص است، تفاوت معناداری بین حداکثر نیروهای اعمالی قدامی-خلفی (D و E)، داخلی-خارجی (F) و عمودی (C ،B ،A و C) در دو گروه شرکت‌کننده وجود دارد. همچنین میانگین قله دوم نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در افراد دیابتی افزایش نشان داد (P<۰/۰۴).

به‌طورعمده نوع راکر بر حداکثر نیروهای قدامی-خلفی اعمالی روی پا نیز تأثیر داشته است (P<۰/۰۴). متوسط این نیروها در طی راه‌رفتن با راکر پنجه در هر دو گروه شرکت‌کننده کاهش یافته است.

متوسط انتگرال نیرو-زمان بخش عمودی نیروی عکس‌العمل زمین، در افراد سالم بین ۰/۰۰۱۲±۰/۰۰۷۹ و ۰/۰۰۱۲±۰/۰۰۷۸ نیوتون×ثانیه متفاوت است و این تفاوت بستگی به نوع راکر استفاده‌شده دارد. درمقابل، در افراد دیابتی این مقادیر بین ۰/۰۰۲۰±۰/۰۰۸۳ و ۰/۰۰۲۰±۰/۰۰۸۵ نیوتون×ثانیه متفاوت است که این تفاوت بین افراد دیابتی و سالم معنادار محسوب می‌شود

جدول ۴. مقادیر P-value متغیرهای زمانی-مکانی راه‌رفتن با استفاده از دو نوع راکر در دو پای غالب و غیرغالب.

عامل موردنظر	ریتم راه‌رفتن	طول گام	درصد مرحله ایستایی	سرعت
	Sig.	Sig.	Sig.	Sig.
گروه	۰/۰۰۷	۰/۰۰۳	۰	۰/۰۶۹
راکر	۰/۷۸۲	۰/۴۹۷	۰/۶۴۷	۰/۲۶۳
سمت	۰/۵۴۵	۰/۸۱۵	۰/۲۵۳	۰/۳۷۱
گروه*راکر	۰/۹۹۰	۰/۰۶۰	۰/۰۰۷	۰/۳۱۰
گروه*سمت	۰/۰۳۴	۰/۳۵۱	۰/۴۴۶	۰/۲۹۶
راکر*سمت	۰/۸۸۵	۰/۹۳۷	۰/۴۶۷	۰/۳۷۸
گروه*راکر*سمت	۰/۰۱۴	۰/۲۹۸	۰/۲۸۰	۰/۳۳۱

توانبخشی

جدول ۵. مقادیر P-value متغیر نیرو و انتگرال نیرو-زمان با استفاده از دو نوع راکر در دو پای غالب و غیرغالب.

عامل موردنظر	A	B	C	D	E	F	انتگرال نیرو-زمان
	Sig.	Sig.	Sig.	Sig.	Sig.	Sig.	Sig.
گروه	۰/۱۰۳	۰/۰۰۴	۰/۳۰۴	۰/۱۱۵	۰/۰۰۸	۰/۰۲۴	۰/۰۰۴
راکر	۰/۹۰۰	۰/۲۳۷	۰/۱۸۰	۰/۰۴۰	۰/۰۰۱	۰	۰/۵۶۷
سمت	۰/۸۸۹	۰/۶۶۱	۰/۰۸۳	۰/۴۶۳	۰/۵۳۷	۰	۰/۵۴۸
گروه*راکر	۰/۷۹۵	۰/۵۴۹	۰/۰۳۲	۰/۳۰۹	۰/۸۸۰	۰/۹۴۳	۰/۳۳۴
گروه*سمت	۰/۶۰۷	۰/۱۱۹	۰/۳۵۹	۰/۵۷۶	۰/۵۰۵	۰/۸۳۶	۰/۰۴۴
راکر*سمت	۰/۰۶۶	۰/۵۱۱	۰/۰۳۲	۰/۱۷۵	۰/۶۴۳	۰/۷۵۹	۰/۵۸۸
گروه*راکر*سمت	۰/۲۸۵	۰/۸۰۲	۰/۳۲۴	۰/۴۰۳	۰/۹۵۶	۰/۵۷۵	۰/۰۱۰

توانبخشی

(P<۰/۰۰۴). به‌نظر می‌رسد میزان این متغیر براساس متغیرهای سمت و گروه نیز تغییر کرده است.

بحث

نتایج این مطالعه نشان داد به‌طورعمده در افراد دیابتی بیشتر متغیرهای زمانی-مکانی راه‌رفتن کاهش می‌یابد. به‌علاوه، در این بیماران درصد مرحله ایستایی و نیروی عمودی عکس‌العمل زمین نیز افزایش می‌یابد. همچنین، انتگرال نیرو-زمان بخش عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در این بیماران بیشتر است. به‌نظر می‌رسد نوع راکر تأثیری بر متغیرهای زمانی-مکانی راه‌رفتن و میزان نیروهای اعمالی روی پا ندارد؛ بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که کاهش سرعت راه‌رفتن و کاهش متغیرهای زمانی-مکانی آن، اگرچه ممکن است در این افراد به‌منظور کاهش نیروهای اعمالی روی پا سازوکاری جایگزین باشد، ولی راهکار مؤثری برای آن نیست؛ زیرا درصد مرحله ایستایی را افزایش می‌دهد و درنهایت، منجر به افزایش در انتگرال نیرو-زمان می‌شود. ازسوی‌دیگر، حداکثر قله دوم نیروی عکس‌العمل زمین نیز در افراد دیابتی در مقایسه با افراد سالم افزایش می‌یابد که ممکن است جایگزینی برای کاهش محدوده حرکتی مفاصل در این افراد باشد [۱۳].

افزایش در انتگرال نیرو-زمان در افراد دیابتی منجر به افزایش درصد مرحله ایستایی می‌شود و درعین‌حال، قدرت این متغیر بیشتر از ۰/۸ است. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که تغییر در متغیرهای زمانی-مکانی راه‌رفتن راهکار مؤثری برای کاهش نیروهای اعمالی نیست. علاوه‌براین، نوع راکر ممکن است محل اعمال نیروها را تغییر دهد، اما بر میزان بزرگی نیروها تأثیری ندارد. دلیل عمده افزایش بروز زخم در پای افراد دیابتی افزایش بزرگی نیروهای اعمالی و همچنین افزایش زمان اعمال این نیروها می‌باشد [۱۴].

براساس مطالعات گذشته، کاهش سرعت راه‌رفتن سازوکاری جبرانی جهت کاهش نیروهای اعمالی روی پا در افراد دیابتی است [۱۱، ۱۲، ۱۵، ۱۶، ۳۸-۴۱]، اما برخی پژوهش‌ها ادعا می‌کنند این سازوکار مؤثر نیست؛ زیرا هیچ تغییری در بزرگی این نیروها ایجاد نمی‌کند و علاوه‌برآن انتگرال نیرو-زمان را نیز افزایش می‌دهد که خود منجر به افزایش زمان مرحله ایستایی می‌شود. همچنین برخی سازوکارها شبیه کاهش سرعت راه‌رفتن، افزایش سطح تکیه‌گاه، افزایش زمان تحمل وزن روی دو پا، کاهش طول گام و کاهش محدوده حرکتی مچ پا در افراد دیابتی ذکر شده است [۱۶، ۳۸-۴۳].

[۱۱، ۱۲، ۱۵].

زمان مرحله ایستایی به‌عنوان شاخصی مهم در بررسی تأثیر مداخلات ارتزی ذکر شده است. برخی مطالعات از رابطه میان افزایش زمان مرحله ایستایی و بی‌ثباتی و عدم‌تعادل در این بیماران حکایت دارد [۱۲، ۱۳، ۳۸، ۴۰]؛ بنابراین به استفاده از کفش‌های راکری با سطح تکیه‌گاه عریض‌تر به‌منظور افزایش ثبات پویا، کاهش زمان مرحله ایستایی و کاهش فشار کف پایی توصیه شده است.

همچنین، این مداخلات ممکن است نواحی اعمال نیرو را افزایش و فشارهای کف‌پایی را کاهش دهد. تأثیر راکرهای پنجه و پاشنه نیز در گذشته موردبررسی قرار گرفته که نتایج حاکی از بی‌تأثیربودن استفاده از راکر بر متغیرهای زمانی-مکانی راه‌رفتن و میزان نیروهای اعمالی است. درعین‌حال، نتایج این مطالعه نیز بیانگر این است که افزایش انتگرال نیرو-زمان بخش عمودی نیروی عکس‌العمل زمین، می‌تواند یکی از دلایل بروز زخم در پای افراد دیابتی باشد و به‌نظر می‌رسد عوامل دیگری نیز در افزایش بروز زخم در این افراد مؤثر است. بااین‌حال، راکرهای پاشنه و پنجه مورداستفاده در این بیماران، بر میزان نیروهای اعمالی و انتگرال نیرو-زمان تأثیری نداشته است.

نتیجه‌گیری

راکرهای پاشنه و پنجه مورداستفاده در این بیماران، بر میزان نیروهای اعمالی و انتگرال نیرو-زمان تأثیری نداشته است؛ به‌همین‌دلیل توصیه می‌شود به‌منظور افزایش ثبات پویا، کاهش زمان مرحله ایستایی و کاهش فشار کف پایی در این افراد، دیگر مداخلات ارتزی شبیه کفش‌های طبی با سطح تکیه‌گاه عریض‌تر مورداستفاده قرار گیرد.

محدودیت‌ها و پیشنهادها

در این طرح امکان درنظرگرفتن دوره پیگیری وجود نداشت؛ بنابراین، تأثیر آنی راکرها در افراد بررسی شد. این موضوع می‌تواند محدودیت این مطالعه به‌حساب آید؛ ازاین‌رو، در مطالعات بعدی پیشنهاد می‌شود این تأثیر بعد از یک دوره استفاده نیز موردارزیابی قرار گیرد.

تشکر و قدردانی

این مقاله حامی مالی نداشته است.

References

[1] Boulton A. The diabetic foot: grand overview, epidemiology, and pathogenesis. Diabetes & Metabolism Research Review. 2008; 24(1):3-6.

[2] Paton J, Bruce G, Jones R, Stenhouse E. Effectiveness of insoles used for the prevention of ulceration in the neuropathic diabetic foot: a systematic review. Journal of Diabetes and its Complications. 2011; 25(1):52-62.

[3] Papanas N, Maltezos E. The Diabetic foot: a global threat and a huge challenge for Greece. Hippokratia. 2009; 13(4):199-204.

[4] Boulton AJM, Kirsner RS, Vileikyte L. Neuropathic diabetic foot ulcers. New England Journal of Medicine. 2004; 351(1):48-55.

[5] Kwon OY, Mueller MJ. Walking patterns used to reduce forefoot plantar pressures in people with diabetic neuropathies. Physical Therapy. 2001; 81(2):828-35.

[6] Hoar A. A case study for off-loading. Wound Care Canada. 2008; 6(1):58-59.

[7] Cavanagh PR. Therapeutic footwear for people with diabetes. Diabetes & Metabolism Research & Reviews. 2004; 20(1):51-55.

[8] Edmonds ME. 10-the diabetic foot: pathophysiology and treatment. Clinics in Endocrinology and Metabolism. 1986; 15(4):889-916.

[9] Saraswathy G, Gopalakrishna G, Das BN, Viswanathan V. Recent advances in diabetic foot care. In: Sebastian M, editor. Diabetes Mellitus and Human Health Care: A Holistic Approach to Diagnosis and Treatment. Oakville: Apple Academic Press; 2014, p. 315-56.

[10] Hutchins S, Bowker P, Geary N, Richards J. The biomechanics and clinical efficacy of footwear adapted with rocker profiles: evidence in the literature. Foot. 2009; 19(3):165-70.

[11] Petrofsky J, Lee S, Bweir S. Gait characteristics in people with type 2 diabetes mellitus. European Journal of Applied Physiology. 2005; 93(5):640-47.

[12] Sacco I, Amadio A. A study of biomechanical parameters in gait analysis and sensitive cronaxie of diabetic neuropathic patients. Clinical Biomechanics. 2000; 15(3):196-202.

[13] Giacomozzi C, Caselli A, Macellari V, Giurato L, Lardieri L, Uccioli L. Walking strategy in diabetic patients with peripheral neuropathy. Diabetes Care. 2002; 25(8):1451-457.

[14] Shaw JE, Van Schie C, Carrington A, Abbott C, Boulton A. An analysis of dynamic forces transmitted through the foot in diabetic neuropathy. Diabetes Care. 1998; 21(11):1955-959.

[15] Katoulis EC, Ebdon-Parry M, Lanshammar H, Vileikyte L, Kulkarni J, Boulton AJM. Gait abnormalities in diabetic neuropathy. Diabetes Care. 1997; 20(12):1904-907.

[16] Mueller MJ, Minor SD, Sahrmann SA, Schaaf JA, Strube MJ. Differences in the gait characteristics of patients with diabetes and peripheral neuropathy compared with age-matched controls. Physical Therapy. 1994; 74(4):299-308.

[17] Bus SA, Van Deursen R, Kanade RV, Wissink M, Manning EA, van Baal JG, et al. Plantar pressure relief in the diabetic foot using forefoot offloading shoes. Gait & Posture. 2009; 29(4):618-22.

[18] Myers K, Long J, Klein J, Wertsch J, Janisse D, Harris G. Biomechanical implications of the negative heel rocker sole shoe: Gait kinematics and kinetics. Gait & Posture. 2006; 24(3):323-30.

[19] Owings TM, Woerner JL, Frampton JD, Cavanagh PR, Botek G. Custom therapeutic insoles based on both foot shape and plantar pressure measurement provide enhanced pressure relief. Diabetes Care. 2008; 31(5):839-44.

[20] Reiber GE, Smith DG, Boone DA, Del Aguila M, Borchers RE, Mathews D, et al. Design and pilot testing of the DVA/Seattle Footwear System for diabetic patients with foot insensitivity. Journal of rehabilitation research and development. 1997; 34(1):1-8.

[21] Bus SA, Ulbrecht JS, Cavanagh PR. Pressure relief and load redistribution by custom-made insoles in diabetic patients with neuropathy and foot deformity. Clinical Biomechanics. 2004; 19(6):629-38.

[22] Lavery LA, Vela SA, Fleischli JG, Armstrong DG, Lavery DC. Reducing plantar pressure in the neuropathic foot: a comparison of footwear. Diabetes Care. 1997; 20(11):1706-710.

[23] Guldemond N, Leffers P, Schaper N, Sanders A, Nieman F, Willems P, et al. The effects of insole configurations on forefoot plantar pressure and walking convenience in diabetic patients with neuropathic feet. Clinical Biomechanics. 2007; 22(1):81-87.

[24] Bus SA, Haspels R, Busch-Westbroek TE. Evaluation and optimization of therapeutic footwear for neuropathic diabetic foot patients using in-shoe plantar pressure analysis. Diabetes Care. 2011; 34(7):1595-1600.

[25] Praet SFE, Louwerens JWK. The influence of shoe design on plantar pressures in neuropathic feet. Diabetes Care. 2003; 26(2):441-45.

[26] Kavros SJ, Van Straaten MG, Coleman Wood KA, Kaufman KR. Forefoot plantar pressure reduction of off-the-shelf rocker bottom provisional footwear. Clinical Biomechanics. 2011; 26(7):778-82.

[27] Giacalone VF, Armstrong DG, Ashry HR, Lavery DC, Harkless LB, Lavery LA. A quantitative assessment of healing sandals and postoperative shoes in offloading the neuropathic diabetic foot. Journal of Foot and Ankle Surgery. 1997; 36(1):28-30.

[28] Long JT, Klein JP, Sirota NM, Wertsch JJ, Janisse D, Harris GF. Biomechanics of the double rocker sole shoe: gait kinematics and kinetics. Journal of Biomechanics. 2007; 40(13):2882-890.

[29] Perry SD, Radtke A, McIlroy WE, Fernie GR, Maki BE. Efficacy and effectiveness of a balance-enhancing insole. Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences. 2008; 63(6):595-602.

[30] Kirtley C. Clinical gait analysis: theory and practice: New York: Elsevier Health Sciences; 2006.

[31] Mueller MJ, Diamond JE. Biomechanical treatment approach to diabetic plantar ulcers. Physical Therapy. 1988; 68(12):1917-920.

[32] Bahramian H, Ghoseiri K. [Assessment of the foot plantar pressure in type II diabetic patients with mild neuropathy (Persian)]. Journal of Rehabilitation. 2011; 12(2):34-40.

[33] Safaei-Pour Z, Ebrahimi E, Saeedi H, Kamali M. [Investigation of dynamic plantar pressure distribution in healthy adults during standing and walking (Persian)]. Journal of Rehabilitation. 2009; 10(2):8-15.

[34] Farjad-Pezeshk A, Sadeghi H, Farzadi M. [Comparison of plantar pressure distribution and vertical ground reaction force between dominant and none-dominant limb in healthy subjects using principle component analysis (PCA) technique (Persian)]. Journal of Rehabilitation. 2013; 14(1):91-102.

[35] Van Schie C, Ulbrecht J, Becker M, Cavanagh P. Design criteria for rigid rocker shoes. Foot and Ankle International. 2000; 21(10):833-44.

[36] Chapman J, Preece S, Braunstein B, Hohne A, Nester C, Brueggemann P, et al. Effect of rocker shoe design features on forefoot plantar pressures in people with and without diabetes. Clinical Biomechanics. 2013; 28(6):679-85.

[37] Esrafilian A, Karimi MT, Eshraghi A. Design and evaluation of a new type of knee orthosis to align the mediolateral angle of the knee joint with osteoarthritis. Advances in Orthopedics. 2012; 1:6. doi: 10.1155/2012/104927

[38] Wrobel JS, Najafi B. Foot Technology, Part 1 of 2: diabetic foot Biomechanics and gait dysfunction. Journal of Diabetes Science and Technology. 2010; 4(4):833-45.

[39] Sawacha Z, Gabriella G, Cristoferi G, Guiotto A, Avogaro A, Cobelli C. Diabetic gait and posture abnormalities: A biomechanical investigation through three dimensional gait analysis. Clinical Biomechanics. 2009; 24(9):722-28.

[40] Allet L, Armand S, Golay A, Monnin D, De Bie R, De Bruin E. Gait characteristics of diabetic patients: a systematic review. Diabetes & Metabolism Research and Reviews. 2008; 24(3):173-91.

[41] Mueller MJ. Therapeutic footwear helps protect the diabetic foot. Journal of the American Podiatric Medical Association. 1997; 87(8):360-4.

[42] Rao S, Saltzman C, Yack HJ. Ankle ROM and stiffness measured at rest and during gait in individuals with and without diabetic sensory neuropathy. Gait & Posture. 2006; 24(3):295-301.

[43] Hatef B, Bahrpeyma F, Mohajeri Tehrani MR. [The relationship between duration of type two diabetes and knee muscles strength (Persian)]. Specific Physical Therapy Journal. 2013; 3(2):34-40.