

تأثیر فوری کفی کفش بر مولفه‌های فرکانسی نیروی عکس العمل زمین در فاز اتکاء

دویدن

فرشته حبیبی تیرتاشی*، منصور اسلامی^۱

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: کفی‌های کفش به‌طور گسترده برای جلوگیری از صدمات مرتبط با دویدن توصیه می‌شوند. با این وجود، اثرات آن‌ها بر فرکانس نیروی عکس العمل زمین (GRF) هنوز مبهم است. هدف این مطالعه بررسی مقدماتی اثر ۴ کفی کفش بر فرکانس GRF در فاز اتکاء دویدن بود.

مواد و روش‌ها: ۱۵ دانشجوی دختر (میانگین سن $17/85 \pm 22$ سال، قد $162 \pm 4/71$ سانتیمتر و وزن $56 \pm 5/59$ کیلوگرم) انتخاب شدند. از آزمودنی‌ها خواسته شد تحت شرایط کنترل (فقط کفش) و کفی (معمولی، نرم، نیمه‌سخت، سخت) روی صفحه‌ی نیروسنج بدوند. GRF عمودی و قدامی-خلفی در تابع فرکانس با استفاده از تبدیل فوریر محاسبه شد. برای آزمون فرضیات از تحلیل واریانس (آنوا) یک عامله با اندازه گیری مکرر استفاده شد ($p \leq 0/05$).

یافته‌ها: نتایج آماری نشان داد اختلاف معنی‌داری بین کفی‌ها در فرکانس با توان $99/5\%$ GRF عمودی ($P=0/001$) و قدامی-خلفی ($P=0/049$) و میانه فرکانس GRF قدامی-خلفی ($P=0/012$) وجود داشت.

نتیجه‌گیری: افزایش سختی کفی‌ها، میزان تواتر با توان $99/5\%$ GRF عمودی و قدامی-خلفی و میانه تواتر GRF قدامی-خلفی را کاهش داد. بر این اساس، فرکانس با توان $99/5\%$ GRF عمودی و قدامی-خلفی و میانه فرکانس GRF قدامی-خلفی می‌توانند نشان‌دهنده اثرات کفی‌های کفش بر پا در طی دویدن باشند.

کلیدواژه‌ها: کفی، فرکانس، طیف توان، نیروی عکس‌العمل زمین، دویدن.

ارجاع: حبیبی تیرتاشی فرشته، اسلامی منصور. تأثیر فوری کفی کفش بر مولفه‌های فرکانسی نیروی عکس العمل زمین در فاز

اتکاء دویدن. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۳؛ ۱۰ (۳): ۳۷۱-۳۵۹

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۳/۲/۱۲

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۱۰/۲۴

* کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی دانشگاه مازندران، مازندران، ایران (نویسنده مسؤل)

Email: fr.habibi@yahoo.com

۱- استادیار گروه بیومکانیک دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه مازندران، مازندران، ایران

مقدمه

دویدن در طولانی مدت با توجه به تکرارهای زیاد، مفاصل را در معرض نیروهای داخلی و خارجی مکرر قرار می‌دهد که این نیروهای تکراری همواره با آسیب‌های ناشی از دویدن از جمله آسیب نیام کف‌پایی، شکستگی در اثر خستگی، سندرم درد کشککی-رانی و غیره مرتبط شناخته شده است. محققان دلایل مختلفی برای ایجاد این آسیب‌ها در دوندگان ذکر کردند از جمله سطوح حرکتی، مسافت تمرینی، نیروهای برخوردی بیش از حد مانند نیروی عکس العمل زمین ((GRF) Ground Reaction Force)) و پرونیشن پا (۱-۴). برای جلوگیری از این قبیل آسیب‌ها و درمان آن‌ها استفاده از کفی‌ها توصیه می‌شود تا عوامل خطرزا از قبیل شوک وارده به اندام تحتانی، خستگی عضلانی و غیره را کنترل کنند (۵-۷). تاکنون مطالعات کمی در مورد درک ویژگی GRF با استفاده از کفی، انجام شده است. نتایج حاصل از مطالعات مختلف تناقضات بسیاری را در رابطه با تاثیر انواع کفی کشش بر GRF نشان داد. چوالیر و چوکالینگام اثر کفی سفارشی بر اوج GRF عمودی و میزان بارگیری روی ۱۱ آزمودنی را بررسی کرده و بیان کردند کاهش معنی‌داری در این متغیرها در گروه با کفی در مقایسه با بدون کفی مشاهده شد (۸). علاوه بر این، ماندرن و همکاران، اثر ۳ نوع کفی نیمه‌سخت (شیب‌دار شده (Posting)، قالب‌گیری شده (custom-molding)، شیب‌دار شده و قالب‌گیری شده) را بر اوج نیروی برخورد و اوج GRF فعال بررسی و گزارش کردند کفی شیب‌دار شده اوج نیروی برخورد و نیروی عمودی را بطور معنی‌داری افزایش داد در حالی که کفی‌های قالب‌گیری شده و شیب‌دار شده بعلاوه قالب‌گیری شده نیروی برخورد را بطور معنی‌داری کاهش دادند (۵).

در مطالعه‌ای دیگر که توسط رانو و همکاران انجام شد اثر ۲ نوع کفی سفارشی و غیرسفارشی با جنس متفاوت بر GRF و میزان بارگیری ۱۲ آزمودنی (۷ زن و ۵ مرد) حین دویدن بررسی شد. نتایج نشان داد تفاوت معنی‌داری در مقدار اوج GRF عمودی، زمان رسیدن به اوج GRF عمودی، میزان

بارگیری GRF عمودی و اوج GRF داخلی-خارجی وجود نداشت (۹). خانمحمد و همکاران نیز طی مطالعه‌ای که اثر کفی با روکش پرون با کفی متداول (اتیل وینیل استات) را بر GRF در افراد مبتلا به صافی انعطاف پذیر کف پا بررسی کردند گزارش کردند شرایط کفی سبب افزایش GRF عمودی در مقایسه با شرایط فقط کشش (بدون کفی) می‌شود (۱۰). با وجود این تناقض‌ها، می‌توان دریافت اثر نوع کفی بر GRF هنوز بروشنی درک نشده است.

از طرفی سیگنال GRF با فرکانس‌های مختلف توسط گیرنده‌های مکانیکی در سطح پوست دریافت شده و به سیستم عصبی-مرکزی انتقال می‌یابد و پاسخ بصورت فرکانس به سطح پا منتقل می‌شود بنابراین تحلیل فرکانس داده‌ی صفحه‌ی نیرو (GRF) از تجزیه و تحلیل گامبرداری طی راه رفتن یا دویدن ممکن است اطلاعات مفید و دقیق-تری را نسبت به بررسی بعد زمان در اختیار محققین قرار دهد. در مطالعات گذشته، تحلیل حوزه‌ی فرکانس فاکتورهای بیومکانیکی از جمله GRF برای مقایسه‌ی محتوای فرکانسی سیگنال گامبرداری افراد سالم و افراد پاتولوژیک استفاده شده است (۱۱-۱۳). اما تاکنون روش تحلیل فرکانس برای بررسی دقیق‌تر اثر کفی بر سیگنال GRF مورد بررسی قرار نگرفته است و مطالعات در این راستا همگی GRF را در بعد زمان بررسی کردند.

کاهش آسیب‌های ناشی از دویدن همواره یکی از مهمترین اهداف پژوهش‌های بیومکانیکی بوده است. تاکنون مطالعات زیادی در مورد تاثیر کفی‌ها بر تنظیم قوس پا و کینماتیک اندام تحتانی در مهارت‌های مختلف ورزشی برای جلوگیری از آسیب بیشتر انجام شده است اما اثر کفی‌ها بر متغیرهای بیومکانیکی (کینماتیکی و کینتیکی) مرتبط با آسیب و بهبود عملکرد هنوز به روشنی درک نشده است. نیروهای عکس العمل زمین یکی از پارامترهای مکانیکی است که در آسیب پذیری ورزشکاران حین اجرای مهارت‌های ورزشی از جمله دویدن نقش قابل توجهی دارد. در نتیجه بررسی اثر کفی بر نیروهای عکس العمل زمین به منظور یافتن شاخصی

شکستگی، جراحی، نداشته و در شش ماه گذشته دچار سوختگی، ضرب دیدگی و زخم در اندام تحتانی نشده باشند. کلیه آزمودنی‌ها دارای شاخص افتادگی ناوی طبیعی بودند. میزان افتادگی ناوی با استفاده از روش برودی (Brody) ارزیابی شد (۱۶). در این روش ارتفاع برجستگی ناوی از زمین در دو حالت ایستاده و نشسته اندازه گیری شده و میزان 5 تا 9 میلی متر به عنوان محدوده شاخص قوس کف پای طبیعی در نظر گرفته شد. برای اندازه گیری واروس زانو، فرد با اندام تحتانی برهنه ایستاده، به طوری که زانوها در باز شدن کامل (Extension) قوزک‌ها به هم چسبیده و کشکک به طرف قدام باشد. آن گاه فاصله بین دو اپی کندیل داخلی زانو اندازه گیری و مقدار کمتر از 2 سانتی متر به عنوان طبیعی در نظر گرفته شد (۱۷). برای والگوس زانو، طی ایستادن و اکستنشن کامل زانوها و کشکک های رو به قدام، فاصله بین دو قوزک داخلی پا اندازه و میزان کمتر از ۱۰ سانتی متر به عنوان طبیعی تعریف شده است (۱۸).

آزمون گیری در آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه مازندران انجام شد و بنابراین محل آزمون برای تمامی آزمودنی‌ها یکسان بود. در این پژوهش ۴ نوع کفی کفش با شکل مشابه و مواد ترکیبی (سختی) متفاوت بترتیب کفی معمولی، نرم، نیمه‌سخت و سخت استفاده شد (شکل ۱). این کفی‌ها پیش ساخته بودند و طولشان برابر طول پا بود. این کفی‌ها در دو سایز مختلف متناسب با طول پای آزمودنی‌ها ساخته شد و به این شکل نبوده که کاملاً سفارشی و از روی پای هر آزمودنی قالب گیری شده باشد. ضخامت فوم‌های تشکیل دهنده کفی‌ها عبارت بود از فوم نرم، فوم نیمه سخت و فوم سخت ۵ میلی متر، ضخامت پلی پروپیلن (P.P) ۲-۱/۵ میلی متر و پلی فوم سخت ۷ میلی متر بود. همچنین بطور کلی ضخامت کفی‌ها در زیر پاشنه ۶ الی ۱۰ میلی‌متر و در مرکز قوس طولی داخلی، به ۲۵ الی ۳۰ میلی‌متر می‌رسید. ویژگی مربوط به هر کفی در جدول ۱ گزارش شده است. قابل ذکر است که ترکیب مولکولی ماده به کار برده شده در ساخت فوم‌ها یکسان بود اما

جهت پی بردن به اثرات کفی‌های مختلف جهت بهبود عملکرد و جلوگیری از پیشرفت آسیب در دوندگان ضروری می‌باشد. در نتیجه نتایج این پژوهش می‌تواند باعث درک هر چه بیشتر اثر نوع کفی بر متغیر بیومکانیکی مهمی مانند GRF شود و این به نوبه خود ممکن است به پیشرفت فناوری کفی و کفش در جهت بهبود عملکرد ورزشکاران، جلوگیری از آسیب و حتی اثر بخشی کفی در برنامه های درمانی کمک - کند. بر این اساس پژوهش حاضر در پی آن است که اثر کفی داخلی کفش را بر فرکانس GRF عمودی و قدامی-خلفی در فاز اتکاء دویدن بطور مقدماتی بررسی کند. فرض بر این است که کفی‌های مختلف (از نظر جنس) اثر متفاوتی در محتوای فرکانس GRF در فاز اتکاء دویدن دارند.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع میدانی و نیمه تجربی بود که در آن ۱۵ نفر از دانشجویان دختر تربیت بدنی دانشگاه مازندران با میانگین سن (۱۸۵±۲۲ سال)، وزن (۵۹±۵/۵۶ کیلوگرم) و قد (۱۶۲±۴/۷۱ سانتیمتر) انتخاب شدند. روش نمونه گیری از نوع آسان یا در دسترس بود. حجم نمونه در روش تحلیل توان آزمون (Power analysis) بر اساس مطالعات گذشته بر روی اثرات کینماتیکی و کینیکی کفی تعیین شد. بر اساس این مطالعات تعداد حداقل ۱۵ آزمودنی برای بررسی تفاوت‌ها مناسب در نظر گرفته شده بود (۱۴، ۱۵).

سلامت جسمانی کلیه آزمودنی‌ها قبل از اجرای پروتکل پژوهشی ارزیابی شد و آزمودنی‌ها فرم رضایت نامه پروتکل تحقیقی را امضا نمودند. هرگونه مشکلات پاسچری و اسکلتی عضلانی و دفورمیتی‌های پایین تنه نظیر زانوی پرانتری و ضربدری، صافی و گودی کف پا، پیچش درشت نئی، پیچ خوردگی مژمن مچ پا، شکستگی، در رفتگی، بیماری‌هایی نظیر شکستگی استرسی، استئوآرتریت، شین اسپلینت، دردهای ساق و پا به عنوان متغیر خروج آزمودنی از مطالعه تعیین شد. احراز این متغیرها از ارزیابی بالینی توسط متخصص و همچنین اطلاعات حاصل از پرسش نامه اطلاعات فردی مسجل شد. به این منظور اطمینان حاصل شد که هیچ کدام سابقه

برای جمع‌آوری داده‌های GRF مورد نیاز در این پژوهش از یک صفحه‌ی نیروسنج (Kistler AG, Winterthur, Switzerland) با سرعت نمونه برداری ۱۰۰۰Hz و جهت کنترل سرعت آزمودنی از مترونوم استفاده شد.

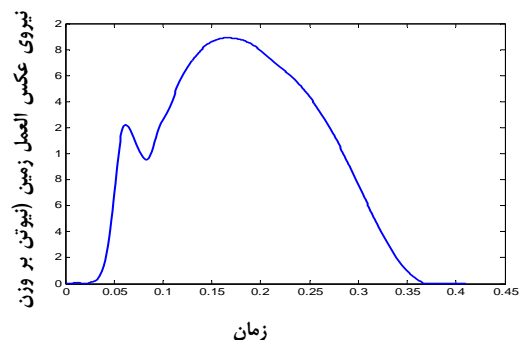
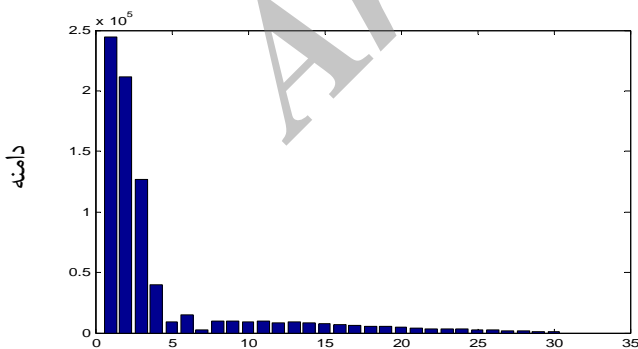
عاملی که باعث می‌شد بطور مثال فوم سخت از نظر سختی، سفت تر از پلی فوم استخوانی باشد این بود که میزان مواد ریخته شده در قالب حین ساخت فوم سخت بیشتر بود و باعث می‌شد فوم سخت فشرده تر و سفت تر گردد درحالی‌که هنگام ساخت پلی فوم استخوانی مواد ریخته شده در قالب به اندازه- ای بود که میزان فضای خالی بیشتری بین مواد بوجود آید و اصطلاحاً پف بیشتر و فشرده‌گی کمتری داشته باشد. همچنین

جدول ۱. ویژگی‌های کفی‌های استفاده شده در این پژوهش

جنس کفی	لایه اول (در مجاورت پا)	لایه دوم	لایه سوم	لایه چهارم
کفی معمولی	فوم نرم	فوم نرم	فوم سخت	-----
کفی نرم	فوم نرم	پلی پروپیلن (P.P)	پلی فوم استخوانی	پلی فوم سخت
کفی نیمه سخت	فوم نیمه سخت	پلی پروپیلن (P.P)	پلی فوم استخوانی	پلی فوم سخت
کفی سخت	فوم سخت	پلی پروپیلن (P.P)	پلی فوم استخوانی	پلی فوم سخت



شکل ۱. تصویری از ۴ نوع مختلف کفی به کار برده شده در این پژوهش. شماره ۱: کفی معمولی، شماره ۲: کفی نرم، شماره ۳: کفی نیمه سخت، شماره ۴: کفی سخت.



شکل ۲. مثالی از تبدیل فوریر (هارمونیک) از یک آزمودنی. شکل الف. نیروی عکس العمل زمین را در تابع زمان و شکل ب. طیف توان سیگنال نیروی عکس العمل زمین (در تابع فرکانس) را برای یک آزمودنی حین دویدن پاشنه- پنجه نشان می‌دهد.

فرکانس (F_{med}) بین ۲-۴ و برای پهنای باند فرکانس (F_{band}) بین ۳-۱/۵ بود. بعد از محاسبه‌ی فرکانس سیگنال ورودی (GRF)، سه شاخص فرکانس با استفاده از ۳ روش محاسبه شد (۱۳،۲۲). شاخص اول: فرکانس با توان ۹۹/۵٪ ($F_{99/5\%}$) که نشان دهنده فرکانسی است که حاوی ۹۹/۵٪ توان سیگنال باشد یا به عبارت دیگر ۹۹/۵٪ توان سیگنال پایین‌تر از آن فرکانس قرار دارد و فرمول محاسبه آن بصورت ذیل است (رابطه ۱) که P توان محاسبه شده بعنوان انتگرال سیگنال فرکانس در مقابل دامنه و f_{max} حداکثر فرکانس سیگنال است. شاخص دوم میانه فرکانس (Median frequency) (F_{med}) است که در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی در پایین آن قرار دارد (رابطه ۲). در مطالعات مختلف فرض شده است، زمانی که بدن به زمین نیرو وارد می‌کند میانه فرکانس GRF می‌تواند بطور متوسط نشان دهنده عملکرد اجزاء نوسانی سیستم عصبی-حرکتی باشد. شاخص سوم پهنای باند فرکانس (Frequency bandwidth) (F_{band}) که تفاوت بین فرکانس حداکثر و فرکانس حداقل است زمانیکه توان سیگنال در نقطه‌ای بیشتر از نصف حداکثر توان سیگنال باشد (رابطه ۳). این شاخص ممکن است نیازمند بودن به واحدهای حرکتی را نشان دهد.

$$\int_0^{f_{99/5}} P(f)df = 0.995 \times \int_0^{f_{max}} P(f)df \quad \text{رابطه ۱}$$

$$\int_0^{f_{med}} P(f)df = \int_{f_{med}}^{f_{max}} P(f)df \quad \text{رابطه ۲}$$

$$f_{band} = f_{max} - f_{min} \quad (\text{when } P > 0.5 \times P_{max}) \quad \text{رابطه ۳}$$

پس از پردازش داده‌های خام، از آمار توصیفی برای دسته‌بندی داده‌ها و تعیین شاخص‌های مرکزی و پراکندگی و

آزمودنی‌ها پنج تست را اجرا کردند. تست اول کفش بدون کفی (شرایط کنترل) و تست‌های بعد با قرار دادن کفی‌ها (به ترتیب کفی معمولی، کفی نرم، کفی نیمه‌سخت و کفی سخت) در کفش انجام شد. سبک کفش نمونه‌ها یکسان بوده است، در حقیقت برای حذف مداخله‌گر کفش، کفشی که برای نمونه‌گیری استفاده شد دو جفت کفش ورزشی یکسان با دو سایز مختلف متناسب با اندازه پای آزمودنی‌ها بود. هنگام جمع‌آوری داده‌های نیرو از طریق تخته نیروسنج، به آزمودنی اجازه لمس کفی با دست داده نشد. همچنین در مورد جنس کفی‌ها توضیحی به آزمودنی‌ها داده نشد تا اطمینان حاصل شود که بازخورد بینایی و حسی در نحوه‌ی گامبرداری آزمودنی‌ها اثر نداشته است، بنابراین آزمودنی‌ها از ترتیب قرارگیری کفی‌ها مطلع نبودند. نحوه‌ی اجرای تست به این ترتیب بود که از آزمودنی‌ها خواسته شد در فاصله‌ی تعیین شده از تخته‌ی نیروسنج بایستند و با سرعت ۴m/s به صورت پاشنه-پنجه بدون، با جدا شدن پای راست از روی تخته‌ی نیروسنج آزمون به اتمام می‌رسید. هر فرد ۵ بار هر تست را انجام داد و میانگینی از این ۵ تلاش برای تجزیه و تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت. داده‌های GRF که توسط تخته‌ی نیروسنج جمع‌آوری شد، ابتدا با استفاده از تکنیک باترورث درجه ۴ با فرکانس برشی ۵۰ هرتز فیلتر شدند (۱۹،۲۰). پس از فیلترکردن داده‌های GRF عمودی و قدامی-خلفی در تابع زمان، آن را از طریق تبدیل فوریر (Fast Fourier Transform) یا تحلیل هارمونیک طبق رابطه ذیل و با استفاده از نرم افزار MATLAB نسخه ۲۰۰۸ از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل کردیم (شکل ۲)(۲۱).

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

A_n = دامنه، ω_0 = فرکانس پایه، n = ضریب هارمونیک، θ_n = زاویه‌ی فازی

با توجه به فرمول ذکر شده (n ضریب هارمونیک و ω_0 فرکانس پایه) بدلیل آنکه فرکانس پایه ۱Hz بود، در نتیجه مقدار N یا ضریب هارمونیک در حالت‌های مختلف کفی برای فرکانس با توان ۹۹/۵٪ ($F_{99/5\%}$) بین ۱۳ تا ۲۰، برای میانه

۹۹/۵٪ GRF عمودی در شرایط بدون کفی ۲۳/۲۱٪ و در شرایط کفی نرم ۱۹/۶۲٪ از میانگین آن در شرایط کفی سخت بیشتر بود.

همچنین تفاوت معنی‌داری بین میزان فرکانس با توان ۹۹/۵٪ GRF قدامی-خلفی در کفی‌های مختلف مشاهده شد (جدول ۴) $(P=0/049, F=2/513)$ نشان داد میزان فرکانس با توان ۹۹/۵٪ GRF قدامی-خلفی در شرایط کفی سخت در مقایسه با شرایط بدون کفی تفاوت معنی‌داری دارد (جدول ۵) $(P=0/024)$. میانگین میزان فرکانس با توان ۹۹/۵٪ GRF قدامی-خلفی در شرایط بدون کفی ۲۴/۶۶٪ از میانگین آن در شرایط کفی سخت بیشتر بود. علاوه بر این، تفاوت معنی‌داری بین میزان میانه فرکانس GRF قدامی-خلفی در کفی‌های مختلف مشاهده شد (جدول ۴) $(P=0/012, F=3/540)$ براساس آزمون تعقیبی LSD میانگین میزان میانه فرکانس GRF قدامی-خلفی در شرایط کفی سخت در مقایسه با شرایط بدون کفی تفاوت معنی‌داری دارد (جدول ۵) $(P=0/022)$ ، از طرف دیگر بین میانگین میزان میانه فرکانس GRF قدامی-خلفی در شرایط کفی سخت در مقایسه با شرایط کفی نرم نیز تفاوت معنی‌داری وجود داشت (جدول ۵) $(P=0/002)$. میانگین میزان فرکانس GRF قدامی-خلفی در شرایط بدون کفی ۱۸/۲۲٪ و در شرایط کفی نرم ۱۸/۶۶٪ از میانگین آن در شرایط کفی سخت بیشتر بود.

برای بررسی اثر متغیر مستقل (کفی) بر متغیر وابسته (شاخص‌های فرکانسی GRF) از روش آماری ANOVA یک عامله با اندازه‌گیری مکرر و متعاقب آن آزمون LSD استفاده شد. داده‌ها بوسیله نرم افزار SPSS نسخه ۱۸ آنالیز شدند. مقدار معنی‌داری آماری نیز در سطح $p \leq 0/05$ تعیین شد.

یافته‌ها

به منظور بررسی نرمال بودن، ابتدا کشیدگی و چولگی داده‌ها با نرم افزار SPSS ارزیابی شد. با توجه به وجود مقادیر چولگی و کشیدگی در دامنه طبیعی (± 2) شاپیرو-ویلک جهت سنجش نهایی انجام گردید. نتایج این آزمون نشان داد که توزیع کلیه متغیرهای مورد بررسی طبیعی است. علاوه بر این، همگنی واریانس‌ها در آزمون لون (Levene) محرز گردید. با توجه به برقرار شدن فرض‌های لازم، از آزمون پارامتریک برای تحلیل استفاده شد. مشخصات عمومی آزمودنی‌ها در جدول ۲ آورده شده است. میانگین و انحراف استاندارد فرکانس عمودی و قدامی-خلفی در جدول ۳ ذکر شده و در نمودار ۱ نمایش داده شده است. نتایج آماری نشان داد اختلاف معنی‌داری بین میزان فرکانس با توان ۹۹/۵٪ GRF عمودی در کفی‌های مختلف وجود داشت $(F=5/150)$ و $(P=0/001)$ (جدول ۴). نتایج آزمون تعقیبی LSD نشان داد میزان فرکانس با توان ۹۹/۵٪ GRF عمودی در شرایط کفی سخت در مقایسه با شرایط بدون کفی تفاوت معنی‌داری دارد $(P=0/001)$. از طرف دیگر بین میزان فرکانس با توان ۹۹/۵٪ GRF عمودی در شرایط کفی سخت در مقایسه با شرایط کفی نرم نیز تفاوت معنی‌داری وجود داشت $(P=0/009)$ (جدول ۵). میانگین میزان فرکانس با توان

جدول ۲. مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها

N=15	
۱۶۲±۴/۷۱	میانگین قد (سانتی متر)
۲۲±۱/۸۵	میانگین سن (سال)
۵۶±۵/۵۹	میانگین وزن (کیلوگرم)

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد فرکانس GRF عمودی و قدامی-خلفی

پهنای فرکانس GRF (Hz)		میانۀ فرکانس GRF (Hz)		فرکانس با توان ۹۹/۵٪ GRF (Hz)		
انحراف معیار-تیمیانگین (قدامی-خلفی)	انحراف معیار-تیمیانگین (عمودی)	انحراف معیار-تیمیانگین (قدامی-خلفی)	انحراف معیار-تیمیانگین (عمودی)	انحراف معیار-تیمیانگین (قدامی-خلفی)	انحراف معیار-تیمیانگین (عمودی)	
۲/۶۶±۰/۸۹	۱/۲۷±۰/۵۵	۲/۹۸±۰/۶۶	۲/۰۱±۰/۶۱	۱۵/۱۳±۳/۴۱	۱۴/۹۳±۲/۲۵	کفش (کنترل)
۲/۹۳±۰/۷۹	۱/۱۷±۰/۲۵	۲/۹۶±۰/۴۸	۱/۸۸±۰/۶۴	۱۳/۴۶±۳/۱۸	۱۳/۴۰±۲/۵۸	کفی معمولی
۲/۴۰±۰/۷۳	۱/۱۹±۰/۲۳	۳/۰۰±۰/۵۰	۲/۰۳±۰/۵۶	۱۳/۳۳±۴/۲۳	۱۴/۲۶±۱/۷۹	کفی نرم
۲/۶۶±۰/۸۹	۱/۱۶±۰/۲۳	۲/۹۰±۰/۶۰	۱/۶۵±۰/۳۸	۱۲/۶۳±۳/۲۸	۱۳/۰۶±۲/۰۸	کفی نیمه سخت
۲/۳۳±۰/۶۱	۱/۱۲±۰/۲۱	۲/۴۰±۰/۴۸	۱/۷۹±۰/۵۹	۱۱/۴۰±۲/۱۳	۱۱/۴۶±۲/۴۴	کفی سخت

جدول ۴. آزمون آماری آنالیز واریانس یک طرفه میزان فرکانس در کفی های مختلف

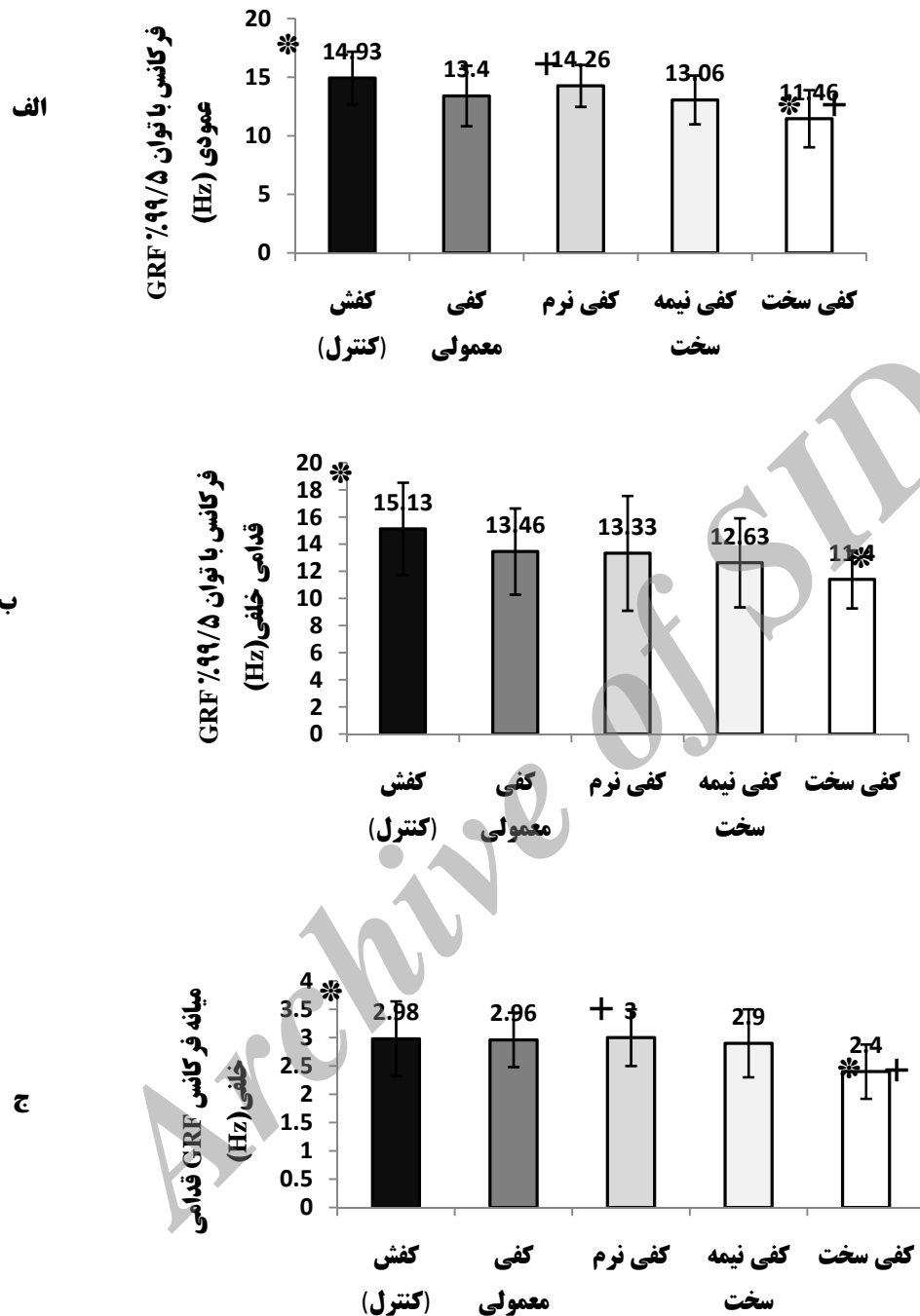
مقدار P	متغیر	مقدار P	متغیر
*۰/۰۱۲	میانۀ فرکانس GRF قدامی-خلفی	*۰/۰۰۱	فرکانس با توان ۹۹.۵٪ GRF عمودی
۰/۶۰۴	پهنای فرکانس GRF عمودی	*۰/۰۴۹	فرکانس با توان ۹۹.۵٪ GRF قدامی-خلفی
۰/۱۱۶	پهنای فرکانس GRF قدامی-خلفی	۰/۳۸۹	میانۀ فرکانس GRF عمودی

*مقدار معنی داری آماری در سطح ۰/۰۵

جدول ۵. آزمون آماری LSD در کفی های مختلف

مقدار P	نوع کفی	متغیر
*۰/۰۰۱	کفی سخت بدون کفی	فرکانس با توان ۹۹.۵٪ GRF عمودی
۰/۱۴۱	کفی معمولی	
*۰/۰۰۹	کفی نرم	
۰/۳۰۲	کفی نیمه سخت	
*۰/۰۲۴	کفی سخت بدون کفی	فرکانس با توان ۹۹.۵٪ GRF قدامی-خلفی
۰/۴۲۸	کفی معمولی	
۰/۵۳۶	کفی نرم	
۰/۸۴۷	کفی نیمه سخت	
*۰/۰۲۲	کفی سخت بدون کفی	میانۀ فرکانس GRF قدامی-خلفی
۰/۱۹۰	کفی معمولی	
*۰/۰۲۲	کفی نرم	
۰/۲۷۱	کفی نیمه سخت	

*مقدار معنی داری آماری در سطح ۰/۰۵



نمودار ۱: الف) میانگین فرکانس با توان ۹۹.۵٪ عمودی ب) میانگین فرکانس با توان ۹۹.۵٪ قدامی - خلفی ج) میانگین فرکانس GRF قدامی - خلفی (* معنی داری در مقایسه با شرایط بدون کفی + معنی داری در مقایسه با شرایط کفی نرم) را نشان می دهد. مقدار معنی داری آماری در سطح ۰/۰۵ تعیین شد.

بحث

هدف ما در این پژوهش این بود که آیا کفی‌های مختلف اثر متفاوتی در محتوای فرکانس GRF در فاز اتکاء دوییدن دارند. تحقیقات گذشته نشان دادند میانگین محتوای فرکانس GRF در طی دوییدن در اوج برخورد $12/81 \pm 1/59$ Hz و در اوج فعال $6/04 \pm 1/39$ Hz است (۲۳). همچنین در طی راه رفتن نیز میانگین میزان فرکانس با توان $99/5\%$ GRF عمودی و قدامی-خلفی به ترتیب $4/54 \pm 0/62$ Hz و $15/36 \pm 5/87$ Hz و میانگین میزان میانه فرکانس GRF عمودی و قدامی-خلفی به ترتیب $1/30 \pm 0/79$ Hz و $0/39 \pm 0/07$ Hz و میانگین میزان پهنای باند فرکانس GRF عمودی و قدامی-خلفی به ترتیب $1/37 \pm 0/88$ Hz و $0/56 \pm 0/08$ Hz است (۱۳، ۲۲) که میانگین محتوای فرکانس GRF عمودی و قدامی-خلفی نیز در پژوهش حاضر تقریباً در این دامنه‌ها قرار داشت.

فرضیه‌ی این پژوهش تا حدی حمایت شد، در حقیقت نتیجه‌ی پژوهش حاضر نشان داد استفاده از کفی سخت در مقایسه با حالت فقط کفش باعث کاهش معنی‌دار میانگین میزان فرکانس با توان $99/5\%$ GRF عمودی و قدامی-خلفی و میانگین میزان میانه فرکانس GRF قدامی-خلفی شد. با توجه به اینکه تاکنون تحقیقی اثر کفی کفش را در تابع فرکانس بررسی نکرده است، می‌توان گفت نتیجه مطالعه‌ی حاضر با نتایج برخی از تحقیقات گذشته که اثر کفی بر GRF عمودی و قدامی-خلفی را در تابع زمان بررسی کردند همخوانی دارد. اسلامی و همکاران طی مطالعه‌ای اثر ارتز پا را بر اندازه و زمان حرکت عقب پا، GRF و گشتاور زانو روی ۱۱ آزمودنی حین دوییدن بررسی کرده و مشاهده کردند کفی نیمه‌سخت در مقایسه با شرایط بدون کفی بطور معنی‌داری، GRF فعال را کاهش می‌دهد، که با نتایج مطالعه‌ی حاضر همسو می‌باشد (۱۴). لافتن و همکاران نیز طی مطالعه‌ای که در رابطه با اثر الگوی گام و مداخله‌ی کفی نیمه‌سخت روی شوک درشت نئی ۱۵ دونده طی دوییدن انجام دادند به این نتیجه دست یافتند که میزان بارگیری در شرایط با کفی در مقایسه با بدون کفی کاهش معنی‌داری را نشان داد (۲۴).

حرکت اضافی عقب پا، نیروی برخوردی بالا و شوک، فاکتورهای مرتبط با آسیب دوییدن شناخته شده‌اند. بین پرونیشن مفصل زیرقاپی و نیروهای برخوردی حین راه رفتن و دوییدن رابطه وجود دارد (۲۵، ۲۶). در حقیقت پرونیشن مفصل زیرقاپی و افزایش فلکشن زانو دو مکانیزم کینماتیکی است که بدن برای جذب شوک یا ضربه‌ی عمل کننده در اندام تحتانی استفاده می‌کند (۲۳). متغیرهای موثر بر نیروی برخوردی (اولین اوج) طی دوییدن پاشنه پنجه شامل: سرعت پا و مرکز جرم در لحظه‌ی تماس، ناحیه‌ی تماس یا برخورد، خواص مواد (جنس) عناصر میرا از قبیل بافت نرم، کفش‌ها، کفی‌ها و سطح تماس (۲۷) می‌باشد. بنابراین کفی‌ها ممکن است نیروی برخوردی را تحت تاثیر قرار داده و متعاقباً جذب شوک را نیز در مرحله‌ای از استنس که پا در حال پرونیشن است تغییر دهند. همچنین بیان شده است که تغییر در الگوی حرکت سگمنت‌های اندام تحتانی در افراد می‌تواند فاکتوری در پاسخ به استفاده از کفی باشد (۱۴). بنابراین با توجه به موارد ذکر شده از تحقیقات گذشته و طبق نتایج مطالعه‌ی حاضر می‌توان بیان کرد، کاهش محتوای فرکانسی GRF عمودی و قدامی-خلفی در صورت استفاده از کفی سخت، حاکی از این نکته است که ممکن است کفی سخت با تغییر دامنه‌ی پلاننار فلکشن مچ پا و کمک به عضله درشت نئی میزان پرونیشن را کنترل کرده و این باعث کاهش برخورد و در نتیجه منجر به کاهش محتوای فرکانسی GRF شده باشد. سیگنال GRF با فرکانس‌های مختلف توسط گیرنده‌های مکانیکی در سطح پوست دریافت شده و به سیستم عصبی-مرکزی انتقال می‌یابد و پاسخ به صورت فرکانس به سطح پا منتقل می‌شود. حین گامبرداری زمانی که بدن به زمین نیرو وارد می‌کند فرکانس سیگنال GRF ممکن است تا حدودی نشان دهنده عملکرد اجزاء نوسانی سیستم عصبی-حرکتی باشد (۲۲، ۱۳). عضلات جزء مهمی از سیستم عصبی-حرکتی محسوب می‌شوند. طبق مطالعات گذشته کفی‌ها می‌توانند از طریق تغییر در گشتاورهای نیرو فعالیت عضله را تحت تاثیر قرار دهند، همچنین بیان شده است که عملکرد کفی‌ها ممکن

کاهش ناشی از ایجاد یک تغییر در تون عضله در اندام تحتانی به همراه تغییر سیگنال‌های درونی آن‌ها به کف پا در طی فعالیت‌های ورزشی باشد (۷). بنابراین کاهش معنی‌دار میانگین میزان فرکانس با توان $99/5\%$ GRF عمودی و قدامی-خلفی و میانگین میزان میانه فرکانس GRF قدامی-خلفی ممکن است به این علت باشد که کفی سخت با تحت تاثیر قرار دادن تون عضله منجر به کاهش عملکرد اجزاء نوسانی سیستم عصبی-حرکتی شده است.

یکی از مکانیزم‌های افزایش احتمال آسیب‌های اندام تحتانی حین فعالیت‌های بدنی بویژه دویدن که باعث افزایش بارگیری نیز می‌شود افزایش سختی (Stiffness) اندام تحتانی است که جذب شوک را کاهش می‌دهد (۲۸، ۲۹). سختی مفصل (گشتاور مفصلی به جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل) به سختی اجزایی که از روی مفصل می‌گذرد از قبیل پوست، بافت نرم زیر پوستی، تاندون، عضله، لیگامنت‌ها و کیسول مفصلی وابسته است، که از بین این اجزاء سختی واحد عضلانی-وتری نقش مهمی در میزان سختی مفصل دارد. سختی واحد عضلانی-وتری به وسیله‌ی گشتاور عضلانی مشخص می‌شود در واقع مفصلی که گشتاور عضلانی بالا ولی جابه‌جایی زاویه‌ای کمی داشته باشد از سختی واحد عضلانی-وتری و در نتیجه سختی مفصل بالایی برخوردار است (۳۰). بیان شده است که سطوح دویدن، کفش، کفی کفش و سایر وسایل حمایتی پا می‌توانند بر سختی و فاکتورهای مرتبط با سختی مثل گشتاور عضلات، دامنه‌ی حرکتی مفاصل، اوج GRF عمودی و تغییرات طول پا در مرحله‌ی تماس پا با زمین تأثیر بگذارند (۳۱، ۳۲).

خانمحمد و همکاران طی مطالعه‌ای تاثیر ۲ نوع کفی که از نظر جنس متفاوت بودند بر روی GRF عمودی در افراد دارای کف پای صاف حین راه رفتن بررسی و گزارش کردند، استفاده از کفی پا در مقایسه با کفش بدون کفی سبب افزایش معنی‌دار نیرو شد که با نتایج مطالعه‌ی حاضر در تعارض است (۱۰). در مطالعه‌ی دیگر که توسط رانو و همکاران انجام شد اثر ۲ نوع کفی سفارشی و غیرسفارشی که از نظر جنس متفاوت بودند بر GRF و میزان بارگیری ۱۲ آزمودنی (۷ زن و ۵ مرد) حین دویدن بررسی شد، نتایج نشان داد تفاوت معنی‌داری در مقدار اوج GRF عمودی، زمان رسیدن به اوج GRF عمودی، میزان بارگیری GRF عمودی و اوج GRF داخلی-خارجی وجود نداشت (۹). اختلاف مشاهده شده در نتایج این مطالعات در مقایسه با مطالعه‌ی حاضر را می‌توان به اختلافات فردی در پاسخ به کفی و همچنین نوع کفی (از نظر جنس یا شکل) و تفاوت در الگوی حرکت (راه رفتن یا دویدن) مورد استفاده در پژوهش و یا تعداد کم آزمودنی‌ها و کم بودن حجم نمونه نسبت داد.

نتیجه‌گیری

مطالعات گذشته بیان شده است که کفی کفش، اورشن عقب پا را طی دویدن کنترل می‌کند. از طرفی مطالعات دیگر نیز بر احتمال تعامل بین کینماتیک عقب پا و فعالیت عضله طی دویدن دلالت دارند (۳۳، ۳۴). بنابراین با توجه به نتایج پژوهش حاضر می‌توان اینگونه استدلال کرد که احتمالاً هنگام استفاده از کفی سخت فعالیت عضلانی کاهش یافته و متعاقب آن سختی مفاصل مچ پا و زانو نیز

طی مطالعات گذشته بیان شده است که کفی کفش، اورشن عقب پا را طی دویدن کنترل می‌کند. از طرفی مطالعات دیگر نیز بر احتمال تعامل بین کینماتیک عقب پا و فعالیت عضله طی دویدن دلالت دارند (۳۳، ۳۴). بنابراین با توجه به نتایج پژوهش حاضر می‌توان اینگونه استدلال کرد که احتمالاً هنگام استفاده از کفی سخت فعالیت عضلانی کاهش یافته و متعاقب آن سختی مفاصل مچ پا و زانو نیز

توزیع که ممکن است بر نتایج اثر گذار باشد، بنابراین پیشنهاد می‌شود این موضوع در مطالعات آینده با حجم نمونه بالاتر مورد بررسی قرار گیرد. ۲. عدم کنترل استرس و تنش ایجاد شده در آزمودنی‌ها به خاطر قرار گرفتن در شرایط آزمون.

پیشنهادها

در آزمایشگاه‌های بالینی که اثرات کفی کفش مورد مطالعه قرار می‌گیرد شاخص‌های فرکانسی GRF می‌توانند جهت بررسی دقیق تر کفی‌ها مورد استفاده قرار گیرند. در مطالعه‌ی حاضر اثر فوری کفی بر مولفه‌های فرکانسی GRF مورد بررسی قرار گرفت پیشنهاد می‌شود مطالعات آینده جهت درک بهتر اثرات کفی بر متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی، آنرا در یک دوره‌ی زمانی معین (به عنوان مثال ۲ ماه) مورد بررسی قرار دهند.

تشکر و قدردانی

از مسئولین آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه مازندران جهت در اختیار دادن آزمایشگاه و از کلیه عزیزانی که به عنوان آزمودنی در این مطالعه شرکت کردند تقدیر و تشکر می‌نمائیم.

آزمایشگاه‌های بالینی که اثرات کفی کفش با اهداف مختلف از جمله بهبود عملکرد ورزشکاران، جلوگیری از آسیب و حتی اثر بخشی کفی در برنامه‌های درمانی مورد مطالعه قرار می‌گیرد شاخص‌های فرکانسی GRF می‌توانند جهت بررسی دقیق تر کفی‌ها مورد استفاده قرار گیرند.

محدودیت‌ها

در این پژوهش سعی شد که آزمودنی‌ها از نظر فعالیت دویدن در یک سطح انتخاب شوند. قبل از اجرای مهارت توسط آزمودنی‌ها به آنها شیوه‌ی درست دویدن پاشنه - پنجه گفته شد تا همه، مهارت را به خوبی اجرا کنند. همچنین برای کنترل سرعت دویدن آزمودنی‌ها از مترونوم استفاده شد. علاوه بر این نمودار نیروهای عکس العمل زمین که توسط تخته‌ی نیروسنج بدست می‌آمد همزمان با نمودار الگوی صحیح دویدن پاشنه - پنجه مقایسه می‌شد در صورتی که مطابق با الگو نبود آن تلاش در نظر گرفته نمی‌شد و تلاش مورد نظر دوباره تکرار می‌شد. همچنین جنس (دختران)، سن آزمودنی‌ها (افراد ۲۱ تا ۲۴ سال)، و عدم جراحی و آسیب در اندام تحتانی محدودیت‌های قابل کنترل تحقیق حاضر بودند. با این وجود تحقیق با محدودیت‌هایی نیز مواجه بود که عبارتند از: ۱. داشتن حجم نمونه کم با وجود نرمال بودن

References

1. Cook SD, Brinker MR, Poche M. Running shoes: Their relationship to running injuries. *Sports Medicine* 1990; 10(1): 1-8.
2. James SL, Bates BT, Ostering LR. Injuries to runners. *American Journal of Sports Medicine* 1978; 6(2): 40-50.
3. Robbins SE, Gouw GJ. Athletic footwear and chronic overloading. A brief review. *Sports Medicine* 1990; 9(2): 76-85.
4. Vanmachelen W. Running injuries. A review of the epidemiological literature. *Sport Medicine* 1992; 14(5): 320-335.
5. Mundermann A, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Orthotic comfort is related to kinematics, kinetics and EMG in recreational runners. *Medicine Science Sports Exercise* 2003; 35(10): 1710-1719.
6. Mundermann A, Stefanyshyn DJ, Nigg BM. Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. *Medicine Science Sports Exercise* 2001; 33(11): 1939-1945.
7. Nigg BM, Nurse MA, Stefanyshyn DJ. Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Medicine Science Sports Exercise* 1999; 31(7): 421-428.
8. Chevalier T, Chockalingam N. Effects of foot orthoses: How important is the practitioner?. *Gait & Posture* 2012; 35(3): 383-388.
9. Ruano C, Powell D, Chalambaga E, Renshaw D. The effects of tempur insoles on ground reaction forces and loading rates in running. *International Journal of Exercise Science* 2009; 2(3): 186-190.

10. Khanmohammad F, Ghasemi MS, Jafari H, Hajiaghaie B, Sanjari MA. The effect of poron layered insole on ground reaction force in comparison with common insole on subjects with flexible flat foot. *Modern Rehabilitation* 2012; 5(4): 9-19.
11. 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): 2235-2242.
12. 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): 615-617.
13. 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): 207-212.
14. Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H, Popov P, Allard P. Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2009; 12(6): 679-684.
15. Chen YC, Lou SZ, Huang CY, Su FC. Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2010 Mar; 25(3):265-70.
16. Brody, D. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *The Orthopedic Clinics of North America* 1982; 13(3): 541-58.
17. M, Fuss F, Burton M. Development of standardized test method for characterizing the stiffness of heel sole segments of sport shoes. *Procedia Engineering* 2010; 2(2): 2801-2804.
18. Akhavi Rad M B, Mehdi Barzi D, Jashn S, Radmanesh M. Prevalence of foot and knee deformities in girls ages 5 School District Tehran. *Hakim Research Journal* 2006; 9(2): 18-23. [in persian].
19. O'Leary K, Vorpahl KA, Heiderscheit B. Effect of cushioned insoles on impact forces during running. *Journal American Podiatric Medical Association* 2008; 98(1): 36-41.
20. Eslami M, Damavandi M. Principles of biomechanics and movement analysis (first Edition). Research Institute Physical Education and Sports Science; 2012.p.293-298. [Book in Persian].
21. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. New york wiley 2009. PP: 83-86.
22. McGrathDD, 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): 1058-1063.
23. Hamill J, Derrick TR, Holt KG. Shock attenuation and stride frequency during running. *Human Movement Science* 1995; 14(1): 45-60.
24. Laughton CA, McClay-Davis IS, Hamill J. Effect of strike pattern and orthotic intervention on tibial shock during running. *Journal of Applied Biomechanics* 2003; 19(2): 153-168.
25. Kelaher D, Mirka GA, Dudziak KQ. Effects of semi-rigid arch-support orthotics: an investigation with potential ergonomic implications. *Applied Ergonomics* 2000; 31(5): 515-22.
26. McCaw ST, Heil ME, Hamill J. The effect of comments about shoe construction on impact forces during walking. *Medicine Science in Sports Exercise* 2000; 32(7): 1258-64.
27. Nigg BM. Biomechanical aspects of running in biomechanics of running Shoes. *Human Kinetics* 1986; 13(4): 1-25.
28. Williams DS, Davis IM, Scholz JP, Hamill J, Buchanan TS. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait & Posture* 2004; 19(3): 263-269.
29. Williams DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *Journal of Applied Biomechanics* 2001; 17(2): 153-163.
30. Farley CT, Morgenroth DC. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of Biomechanics* 1999; 32(3): 267-273.
31. Ferris DP, Bohra ZA, Lukos JR, Kinnaird CR. Neuromechanical adaptation to hopping with an elastic ankle-foot orthosis. *Journal of Applied Physiology* 2006; 100(1): 163-170.
32. Ferris D, Liang K, Farley C. Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. *Journal of Biomechanics* 1999; 32(8): 787-794.
33. Keating EM, Faris PM, Ritter MA, Kane J. Use of lateral heel and sole wedges in the treatment of medial osteoarthritis of the knee. *Orthopedic Reviews* 1993; 22(8): 921-924.

The Immediate Effect of Shoe Insoles on the Frequency Components of Ground Reaction Force during Running

Fereshteh Habibi Tirtashi*, Mansour Eslami¹

Original Article

Abstract

Introduction: Foot insoles are widely recommended to use for preventing injuries related to running. However, their effect on the frequency of ground reaction force (GRF) is still unclear. The purpose of this study was to test the effect of four shoe insoles on frequency of GRF during stance phase of running.

Materials and methods: Fifteen female Students (mean age \pm SD; 22 ± 1.85 years, height \pm SD; 162 ± 4.71 cm and weight \pm SD; 56 ± 5.59 kg) were selected for this study. They all read and signed the consent form. Subjects were asked to run on a force plate in control and insole (normal, soft, semi rigid, rigid) conditions. Vertical and anterior-posterior (AP) of GRF were evaluated in frequency domain using fast Fourier transformation. One factor repeated measures ANOVA was used to test the hypothesis.

Results: The statistical results showed that there was a significant difference between insoles in 99.5% frequency of vertical ($p=0.001$), AP GRF ($P=0.049$), and median frequency of AP GRF ($p=0.012$).

Conclusion: Increasing hardness of insoles can reduce the 99.5% frequency power of GRF and median frequency of AP GRF. Accordingly, the 99.5% frequency power of GRF and median frequency of AP GRF can be an indicator of shoes insoles effects on the foot during running.

Key Words: Insole, Frequency, Power spectrum, Ground reaction force, running.

Citation: Habibi Tirtashi F, Eslami M. **The Immediate Effect of Shoe Insoles on the Frequency Components of Ground Reaction Force during Running.** J Res Rehabil Sci 2014; 10 (3): 359-371

Received date: 13/1/2013

Accept date: 2/5/2014

*M.Sc. in sport biomechanics .University of Mazandaran, Mazandaran, Iran (Corresponding Author) Email: fr.habibi@yahoo.com

1- Assistant Professor, Faculty of Physical Education and Sports Science, University of Mazandaran, Mazandaran, Iran