

بررسی استفاده از کفی دبل‌دنسیتی بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت در بازه‌های زمانی متفاوت طی راه رفتن

ابراهیم پیری^۱، امیرعلی جعفرنژادگرو^۲، ماهرخ دهقانی^۳، افسانه انتشاری‌مقدم^۴

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: پرونیت پا، همزمان با بازسازی رباط صلیبی قدامی جز ناهنجاری‌های اندام تحتانی است که می‌تواند بر مکانیک راه رفتن اثر می‌گذارد. هدف از این مطالعه، بررسی استفاده از کفی دبل‌دنسیتی بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت طی راه رفتن بود.

روش‌ها: ۳۰ مرد دارای پای پرونیت با بازسازی رباط صلیبی قدامی با میانگین سنی $25/45 \pm 1/27$ (سال)، میانگین وزنی $79/10 \pm 1/75$ (کیلوگرم)، و میانگین قدی $177/10 \pm 5/42$ (سانتی‌متر)، و ۱۰ مرد سالم با میانگین سنی $24/10 \pm 1/54$ (سال)، میانگین وزنی $80/48 \pm 1/29$ (کیلوگرم)، و میانگین قدی $177/10 \pm 5/42$ (سانتی‌متر)، داوطلب شرکت در این مطالعه شدند. برای اندازه‌گیری طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین از دستگاه صفحه نیرو برتک ساخت آمریکا استفاده شد. برای تجزیه و تحلیل آماری از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌گیری‌های تکراری استفاده گردید.

یافته‌ها: یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که اثر عامل کفی از مرحله‌ی پیش‌آزمون، تا پس‌آزمون افزایش معنی‌داری بر شاخص تعداد هارمونی ضروری به ترتیب در شرایط عدم استفاده از کفش بدون کفی در راستای عمودی ($P = 0/044$, $d = 0/42$)، و کفی دارونما داشت ($P = 0/049$, $d = 0/17$). در حالی که استفاده از کفی دبل‌دنسیتی به لحاظ آماری کاهش معنی‌داری بر شاخص تعداد هارمونی‌های ضروری در مرحله پس از خستگی نسبت به قبل از خستگی نشان داد ($P = 0/015$, $d = 0/67$). نتایج تست تعقیبی نشان داد که کاهش معنی‌داری در مؤلفه‌ی فرکانس با توان $99/5$ درصد در راستای عمودی و داخلی-خارجی تنها در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی در بازه زمانی کمتر از ۶ ماه اتفاق افتاده است.

نتیجه‌گیری: این یافته‌ها نشان داد که نوع کفی و وضعیت توان تعادلی افراد تحت تأثیر وضعیت اسکلتی-عضلانی و زمان بازسازی رباط صلیبی قدامی قرار می‌گیرد و استفاده از کفی مناسب می‌تواند به بهبود پایداری دینامیکی در افراد بازسازی شده کمک کند. استفاده از کفی دبل‌دنسیتی در افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت در بازه‌ی زمانی کمتر از ۶ ماه پس از جراحی، موجب تغییر در ویژگی‌های بیومکانیکی گام‌برداری شده و به نظر می‌رسد که توزیع نیروهای عمودی و از بروز آسیب‌های ثانویه جلوگیری می‌نماید.

واژگان کلیدی: بازسازی؛ رباط صلیبی قدامی؛ راه رفتن؛ پای پرونیت؛ نیروی عکس‌العمل زمین

ارجاع: پیری ابراهیم، جعفرنژادگرو امیرعلی، دهقانی ماهرخ، انتشاری‌مقدم افسانه. بررسی استفاده از کفی دبل‌دنسیتی بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت در بازه‌های زمانی متفاوت طی راه رفتن. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۴۰۵؛ ۴۴ (۸۶۴): ۸۷۶-۸۸۸.

مقدمه

راه رفتن، یکی از پایه‌ای‌ترین و طبیعی‌ترین حرکات بدن انسان است که نقش مهمی در حفظ سلامت جسمی افراد ایفا می‌کند، بروز هر گونه ناهنجاری در اندام تحتانی می‌تواند بر الگوی راه رفتن افراد مؤثر باشد.

یکی از این عوامل مؤثر، پرونیشن پا است، پرونیشن پا به چرخش طبیعی کف پا اطلاق می‌شود که می‌تواند منجر به اختلال در بیومکانیک طبیعی راه رفتن، افزایش فشار بر ساختارهای پا و حتی ایجاد درد در کف پا، میچ پا، و زانوها شود (۱). پرونیشن عادی پا در نیمه اول فاز

۱- دکتر بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده‌ی علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۲- دانشیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده‌ی علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۳- استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده‌ی علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۴- دانشیار روماتولوژی، گروه داخلی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اردبیل، اردبیل، ایران

نویسنده‌ی مسؤول: امیرعلی جعفرنژادگرو: دانشیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده‌ی علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

پرونیشن پا استفاده از کفی‌های طبی دارای حمایت‌کننده‌ی قوس پا رایج است (۱۹). یکی از مزایای استفاده از کفی‌ها می‌تواند مربوط به کاهش نرخ بارگذاری و گشتاور حول مفاصل اندام تحتانی می‌باشد (۲۰، ۲۱).

در همین Jafarnezhadgero و همکاران، استفاده از کفی‌های Arch support جهت اصلاح راستای بیومکانیکی با هدف کاهش پرونیشن پا توصیه کرده‌اند (۲۲). نتایج بعضی از تحقیقات گذشته بر پوشیدن کفی نشان‌دهنده‌ی جابه‌جایی مرکز فشار سمت خارجی بیشتر از قسمت داخلی بوده است (۲۳، ۲۴).

پیری و همکاران، در تحقیقی نشان دادند، استفاده از کفی طبی باعث بهبود زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین و سرعت گام برداشتن کودکان با کف پای صاف می‌شود (۲۵).

طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه‌رفتن یکی از متغیرهای بیومکانیکی مهم به شمار می‌رود. محققان دلایل مختلفی برای ایجاد آسیب‌های اندام تحتانی ذکر کردند که یکی از این عوامل نیروی عکس‌العمل زمین است (۹). در واقع خصوصیات و ویژگی‌های نیروی عکس‌العمل زمین حین راه‌رفتن انسان به عنوان توصیف‌کننده مهمی در وجود اختلال در راه‌رفتن شناخته می‌شود (۱۰). نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین شاخصی در جهت مشخص نمودن نحوه‌ی برخورد کف پای فرد را از لحاظ میزان شدت مورد بررسی قرار می‌دهد. دامنه فرکانس، داده‌های فرکانس نسبت به زمان را نشان می‌دهد که با استفاده از الگوی نوسانات موجود محاسبه می‌شود (۱۱).

مناسب‌ترین روش برای آنالیز متغیرهای کینتیکی، تحلیل دامنه فرکانس می‌باشد که سیگنال‌های دوره‌ای را، به روش ضرایب هارمونیک توصیف می‌کند (۱۲). فرکانس‌های موجود در سیگنال‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی راه‌رفتن به طور معمول از طریق تبدیل فوری مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌گیرند (۱۳). تجزیه و تحلیل طیف فرکانس یک متغیر قابل توجه در نیروی عکس‌العمل زمین می‌باشد (۹). علاوه بر این لازم به ذکر است که بررسی فرکانس نیرو در بروز آسیب به مراتب مهم‌تر از بزرگی نیرو است (۱۴). بررسی و آنالیز در حوزه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین موجب درک بهتری از مکانیسم آسیب را فراهم می‌کند. در مطالعات گذشته، محتوای فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین به عنوان شاخص اصلی برای تجزیه و تحلیل نیروهای حرکتی استفاده شده است (۱۵، ۱۶). فعالیت راه‌رفتن به دلیل این که ماهیت پیوسته دارد، مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین بصورت پیوسته و در حوزه فرکانس در کل مرحله اتکا بررسی می‌شود (۱۷). بنابراین، بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی تکالیفی همچون راه‌رفتن ضروری می‌باشد. در این زمینه، مطالعات مختلف بیان نموده‌اند که بهبود مؤلفه‌های فرکانس نیرو، بهترین راه جلوگیری از آسیب‌های حرکتی طی راه‌رفتن می‌باشد (۱۴).

اتکای راه رفتن تا حدودی می‌تواند برای پیشروی طبیعی راه رفتن ضروری باشد، زیرا می‌تواند منجر به جذب ضربه، بهبود ثبات و تعادل گردد. در حالی که در پرونیشن بیش‌ازحد، به لحاظ بیومکانیکی تغییراتی در مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین رخ می‌دهد. پرونیشن بیش‌ازحد می‌تواند منجر به توزیع نامتعادل فشار و افزایش تنش بر روی ساختارهای داخلی پا شود که در نهایت خطر بروز آسیب‌هایی همچون التهاب نیام کف پا و سندرم درد کشکی - رانی را افزایش می‌دهد (۲). همزمانی بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت یک مسئله جدیدی است که مطالعات نشان دادند پس از پارگی این رباط، ممکن است فرد در طی راه رفتن دچار ناپایداری زانو، کاهش کنترل عضلانی، تغییر در زاویه‌های مفصلی زانو که متعاقب آن منجر به تغییر در الگوی راه رفتن و افزایش خطر سفتی مفاصل یا آسیب‌های ثانویه به غضروف‌ها و منیسک‌ها شود (۳، ۴). بر اساس مطالعه پیشین میزان شیوع عارضه پرونیت پا در بزرگسالان ۲۳-۲۰ درصد است (۵)، در حالی که طبق مطالعات اپیدمیولوژیک اخیر، میزان بروز سالانه آسیب‌های رباط صلیبی قدامی از ۳۰ تا ۷۰ نفر در هر ۱۰۰۰۰۰ نفر در جمعیت عمومی متغیر است (۶). بازسازی رباط صلیبی قدامی، بسته به شدت پارگی و بازگشت به سطح عملکرد قبلی فرد می‌تواند از گرفت‌های مختلفی استفاده گردد، همچون همسترینگ، آشیل، چهارسر ران و تاندون کشکی - رانی.

در همین راستا Piri و همکاران، در خصوص مزایا و معایب انواع گرفت‌های جراحی اظهار داشتند که در انتخاب نوع پیوند، عواملی مانند سطح فعالیت بیمار، میزان سازگاری بیولوژیکی و دوام در برابر پارگی مجدد نقش کلیدی دارند (۷). با این وجود پرونیت پا یک خطر بالقوه برای بروز مجدد پارگی است، احتمالاً یکی از مکانیسم‌های اساسی در بروز پارگی مجدد به دلیل ماهیت چرخش داخلی استخوان ساق است که امکان بروز این آسیب را تشدید می‌کند. به نظر می‌رسد یافتن بهترین راه برای کاهش یا بهبود این ناهنجاری استفاده از کفی‌هایی است که بتواند بر مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین موثر باشد.

کفی دبل‌دنسیتی دارای سفتی مختلفی در ناحیه بالشتک پاشنه می‌باشد که با شیب ۸ درجه داخل نسبت به خارج ساخته شده است. با توجه به سفتی متفاوت طراحی شده در این کفی ممکن است اثرات متفاوتی را در کاهش و رهاسازی نیروهای وارده از زمین در مکانیک راه رفتن داشته باشد (۸).

برهمن اساس برخی از محققان استفاده از کفی را در اصلاح راستای پا و زانو مؤثر می‌دانند (۱۷). پا در مقایسه با سایر بخش‌های بدن انسان تغییرات ساختاری بیشتری را از خود نشان می‌دهد یکی از مهم‌ترین ویژگی‌های ساختاری پا ارتفاع قوس طولی داخلی به هنگام تحمل وزن است (۱۸). در درمان عارضه‌های اندام تحتانی همچون

با توجه به جستجو در ادبیات مقالات گذشته محقق بر روی مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای پای پرونیت و بازسازی رباط صلیبی قدامی در بازه‌های زمانی مختلف پس از جراحی طی راه‌رفتن تاکنون به لحاظ علمی مورد بررسی قرار نگرفته است. بنابراین، هدف این مطالعه، بررسی تأثیر استفاده از کفی دبل‌دنسیتی بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت در بازه‌های زمانی متفاوت طی راه‌رفتن می‌باشد.

روش‌ها

این پژوهش از نوع نیمه‌تجربی می‌باشد، که به صورت قبل و بعد از خستگی در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد. برای تعیین حداقل حجم نمونه از نرم‌افزار G*Power3.1 استفاده گردید که این نرم‌افزار نشان داد در سطح معنی‌داری ۰/۰۵، اندازه اثر ۰/۷ و توان آماری برابر ۰/۸، حداقل تعداد نمونه برابر ۱۰ نفر در هر گروه می‌باشد (۱۸). جامعه آماری پژوهش حاضر شامل مردان با بازسازی رباط صلیبی قدامی دارای پای پرونیت بود. نمونه‌ی آماری شامل ۴۰ آزمودنی مرد، استان اردبیل با دامنه‌ی سنی ۱۸-۴۵ سال بودند که به طور دسترس در این پژوهش شرکت کردند. آزمودنی‌ها در چهار گروه: الف) افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت کمتر از ۶ ماه، ب) افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت بازه زمانی ۶-۱۲ ماه، ج) افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت بازه زمانی بیش از ۱۲ ماه، د) گروه سالم.

همچنین پای راست از طریق پرسش از آزمودنی‌ها انجام شد. شرایط ورود به پژوهش شامل: افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی که در بازه زمانی ۶، ۱۲ و ۱۸ ماه پس از بازسازی قرار دارند. دامنه سن بین ۱۸-۴۵ سال، داشتن شاخص توده‌ی بدنی ۲۵ تا ۱۸/۵ (کیلوگرم بر مجذور متر)، داشتن پیوند همسترینگ، زاویه‌ی انحراف قسمت عقبی پا بیش از ۴ درجه، شاخص پاسچر پا ۱۰ میلی متر بیشتر باشد و افتادگی ناوی بیش از یک سانتی‌متر. شرایط خروج آزمودنی‌ها از پژوهش شامل سابقه‌ی جراحی، سابقه‌ی آسیب در اندام تحتانی بدن، عدم تقارن طول اندام تحتانی بالای ۵ میلی‌متر و عدم تمایل به همکاری بود. همچنین در کلیه‌ی مراحل پژوهش، اخلاق پژوهشی رعایت شد (کد اخلاق: IR.UMA.REC.1404.019) و از آزمودنی‌ها رضایت‌نامه‌ی حضور در پژوهش اخذ شد (۱۹). تمام بخش‌های اجرایی پژوهش حاضر بر طبق بیانیه‌ی هلسینکی انجام گردید (۲۰). در طول جمع‌آوری داده‌ها از همه‌ی آزمودنی‌ها خواسته شد تا قبل از شرکت در آزمون فرم رضایت‌نامه حضور در آزمون را پر کنند.

و ۴۸ ساعت قبل از حضور در آزمون فعالیت شدید ورزشی نداشته باشند تا اثر خستگی که ممکن است روی راه رفتن آزمودنی‌ها تأثیر بگذارد به حداقل برسد (۲۱). برای مشخص کردن ارتفاع قوس طولی داخلی کف پای آزمودنی‌ها از شاخص افتادگی استخوان ناوی با استفاده از روش توصیفی انجام گرفت. از صفحه نیروی برتک (Bertec Corporation Columbus, OH) جهت ثبت داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در جهت‌های عمودی (Fz)، قدامی-خلفی (Fy) و داخلی-خارجی (Fx) هنگام راه رفتن اندازه‌گیری شد. فرکانس نمونه‌برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز تعیین شد (۲۲). جهت فیلتر نمودن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین از فیلتر باترورث با برش فرکانسی ۲۰ هرتز استفاده شد (۲۲).

برای تنظیم قرارگیری پای آزمودنی‌ها بر روی صفحه نیرو طی راه رفتن، ۳ مرتبه عمل راه رفتن به طور آزمایشی توسط هر آزمودنی‌ها انجام گرفت. پس از آن ۳ تکرار قابل قبول انجام شد و میانگین سه تکرار راه رفتن جهت تحلیل‌های آماری بیشتر مورد استفاده قرار گرفت. لازم به ذکر است که در مواردی مانند قرارگیری ناقص پا از لبه صفحه نیرو آزمون تکرار شد. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از فیلتر باترورث مرتبه چهارم و با برش فرکانس ۲۰ هرتز انجام شد. پس از فیلتر کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین، تحلیل هارمونیک طبق رابطه زیر و با استفاده از نرم‌افزار MATLAB نسخه‌ی ۲۰۱۶ از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد. نرمال بودن داده‌ها با استفاده از آزمون Shapiro-Wilk و از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌گیری‌های تکراری استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ < P و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۲۳ (version 23, IBM Corporation, Armonk, NY) انجام پذیرفت. اندازه‌ی اثر از رابطه زیر محاسبه گردید (۲۳).

$$d = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

طیف گسسته، دامنه فرکانس به صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین می‌شود مجموع n هارمونیک برابر است با:

$$F(t) = \sum A_n \sin(n\omega_0 t + \theta_n) \quad (۱) \text{ رابطه}$$

An = دامنه ω_0 = فرکانس پایه n = ضریب هارمونیک θ_n

زاویه فازی

برای ارزیابی محتوای فرکانس نیروی، شاخص‌های زیر محاسبه می‌شوند (۱۵، ۱۶).

رابطه (۲) $\int_0^{f_{99.5}} p(f) df = 0.995 \times \int_0^{f_{max}} p(f) df$

P = توان محاسبه شده، fmax = حداکثر فرکانس سیگنال، میانه فرکانس نیرو، میانه فرکانس در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد.

$$\frac{\sum_{n=1}^{n_e} \sqrt{A_n^2 + B_n^2}}{\sum_{n=1}^m \sqrt{A_n^2 + B_n^2}} \leq 0.95 \quad \text{رابطه (۵)}$$

روش جمع‌آوری

پژوهش حاضر در دو مرحله قبل و بعد از خستگی انجام شد. در طول پژوهش آزمودنی‌ها پشت دستگاه صفحه نیرو که در کف زمین تعبیه شده بود قرار گرفتند (۲۵). آزمودنی‌ها از کفی دبل‌دنسیتی که بهترین وجه با اندازه با مطابقت داشت استفاده کردند، این کفی ساخته شده از اتیلن-وینیل استات است که سفتی قسمت داخلی Shore A ۶۰ و سفتی قسمت خارجی Shore A ۳۰ با حفظ اختلاف ارتفاع تکیه‌گاه قوس طولی-داخلی می‌باشد (شکل ۱). لازم به ذکر است کفی دارونما همان کفی‌های عادی است که در بازار به فروش می‌رسد، به منظور یکسان‌سازی شرایط جمع‌آوری داده‌ها از کفش کنترل در سایزهای متفاوت برای تمامی گروه‌ها استفاده گردید (شکل ۲). برای آشنایی آزمودنی‌ها با مسیر راه رفتن ۳ مرتبه مسیر مورد نظر تو سط آزمودنی‌ها طی شد. برای مقایسه اثر احتمالی سرعت راه رفتن و کنترل آن در تجزیه و تحلیل اطلاعات در طول مسیر، سرعت راه رفتن فرد با

$$\int_0^{f_{med}} p(f) df = \int_{f_{med}}^{f_{max}} p(f) df \quad \text{رابطه (۳)}$$

حداکثر فرکانس سیگنال = f_{max}

f_{med} = میانه فرکانس سیگنال

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

رابطه (۴)

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

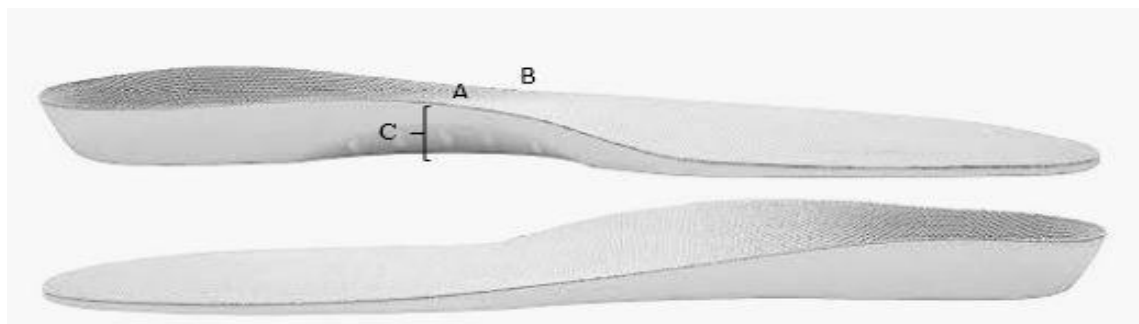
f_{max} = حداکثر فرکانس سیگنال

f_{min} = حداقل فرکانس سیگنال

f_{band} = پهنای باند سیگنال

p_{max} = حداکثر توان سیگنال

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود. که بر طبق روش اشنایدر، تعداد هارمونیک ضروری n_e برای بازسازی سطح ۹۵٪ از داده‌ها به عنوان تعدادی از هارمونیک‌ها که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شد (۲۴).



شکل ۱. طراحی کفی دبل‌دنسیتی (افزایش میزان سفتی به میزان Shore A ۶۰ در لبه داخلی (A)، و Shore A ۳۰ در لبه خارجی (B). حفظ اختلاف ارتفاع قسمت داخلی و خارجی و افزایش قوس طولی لبه داخلی به اندازه‌ی ۱۲ میلی‌متر (C).



شکل ۲. نمایی از کفش کنترل و کفی دارونما (عادی).

سرعت‌سنج کنترل گردید تا اختلافی در سرعت راه رفتن نداشته باشند. پروتکل خستگی با استفاده از تردمیل پیشرفته مدل (Horizon

بدون شیب انجام شد. در هنگام شروع آزمودنی‌ها در حالی که با سرعت ۶ کیلومتر در ساعت راه

می‌رفتند پروتکل را شروع کردند و سرعت تردمیل هر ۲ دقیقه یک کیلومتر در ساعت افزایش یافت. از مقیاسی ادراکی Borg (۲۰-۶) جهت تعیین لحظه نهایی خستگی شرکت‌کنندگان استفاده شد (۲۶). به محض اینکه شرکت‌کنندگان ادراک ۱۳ یا بالاتر را در مقیاس بورگ گزارش کردند، سرعت تردمیل ثابت شد تا اجازه دویدن در حالت ثابت را بدهد. در طول مرحله دویدن در حالت پایدار، امتیاز تلاش درک شده هر ۳۰ ثانیه ارزیابی می‌شد و پروتکل خستگی پس از دو دقیقه دویدن در حالت پایدار بیش از ۱۷ در مقیاس ۶ تا ۲۰ بورگ یا ۸۰٪ حداکثر ضربان قلب به پایان می‌رسید (۲۷).

این مقاله از نوع پژوهشی است و اصول اخلاقی در آن رعایت شده است. همچنین این مطالعه دارای کد اخلاق به شماره IR.UMA.REC.1404.019 و کد کارآزمایی بالینی IRCT20220129053865N2 بود.

یافته‌ها

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که متغیرهای طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستای مختلف (داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی)، طی مرحله قبل از خستگی گروه‌های با بازسازی رباط صلیبی قدامی به همراه پای پروتیت و گروه سالم به لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری وجود نداشت ($P > 0/05$). یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که اثر عامل کفی از مرحله‌ی پیش‌آزمون (قبل خستگی)، تا پس‌آزمون (بعد خستگی) افزایش معنی‌داری بر شاخص تعداد هارمونی ضروری به ترتیب در شرایط عدم استفاده از کفی (کفش بدون کفی) در راستای عمودی ($d = 0/42$, $P = 0/044$)، و کفی دارونما داشت ($d = 0/17$, $P = 0/049$). در حالی که استفاده از کفی دبل‌دنسیتی به لحاظ آماری کاهش معنی‌داری بر شاخص تعداد هارمونی‌های ضروری در مرحله پس از خستگی نسبت به قبل از خستگی نشان داد ($d = 0/67$, $P = 0/015$). به علاوه اثر عامل کفی کاهش معنی‌داری بر شاخص توان ۹۹/۵ در صد در شرایط استفاده از کفی دارونما به اندازه ۰/۴۸ در صد ($d = 0/17$, $P = 0/009$) و کفی دبل‌دنسیتی به اندازه ۱/۰۵ درصد ($d = 0/74$, $P = 0/033$)، نشان داد. نتایج حاکی از آن است که اثر عامل گروه کاهش معنی‌داری برای فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای عمودی در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی در بازه زمانی کمتر از ۶ ماه داشت ($d = 0/29$, $P = 0/007$). به علاوه یافته‌ها حاکی از آن است که اثر تعاملی کفی - گروه

کاهش معنی‌داری برای متغیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای عمودی در شرایط استفاده از کفی دارونما داشت ($d = 0/45$, $P = 0/004$). نتایج تست تعقیبی نشان داد که کاهش معنی‌داری در مؤلفه‌ی فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد تنها در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی در بازه زمانی کمتر از ۶ ماه اتفاق افتاده است (جدول ۱).

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که اثر عامل کفی از مرحله‌ی پیش‌آزمون، تا پس‌آزمون افزایش معنی‌داری بر شاخص تعداد هارمونی ضروری به ترتیب در شرایط استفاده از کفی دارونما ($d = 0/75$, $P = 0/048$) و دبل‌دنسیتی در راستای داخلی-خارجی داشت ($d = 0/77$, $P = 0/049$) (جدول ۲). همچنین اثر عامل کفی به لحاظ آماری کاهش معنی‌داری بر توان ۹۹/۵ درصد در شرایط کفی دارونما به اندازه ۱/۳۸ در صد ($d = 0/47$, $P = 0/049$) و دبل‌دنسیتی به اندازه ۲/۶۳ در صد ($d = 0/18$, $P = 0/018$) نشان داد. اثر عامل کفی برای فرکانس باند از مرحله‌ی پیش‌آزمون تا پس‌آزمون کاهش معنی‌داری داشت ($d = 0/13$, $P = 0/005$). به علاوه یافته‌ها حاکی از آن است که اثر تعاملی کفی - گروه کاهش معنی‌داری برای متغیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای داخلی-خارجی در شرایط استفاده از کفی دبل‌دنسیتی داشت ($d = 0/11$, $P = 0/007$). نتایج تست تعقیبی نشان داد که کاهش معنی‌داری در مؤلفه‌ی فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد تنها در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی در بازه زمانی کمتر از ۶ ماه و ۱۲-۶ ماه اتفاق افتاده است. همچنین اثر تعاملی کفی - گروه افزایش معنی‌داری برای متغیر تعداد هارمونی ضروری در راستای داخلی-خارجی در شرایط استفاده از کفی دبل‌دنسیتی داشت ($d = 0/29$, $P = 0/015$). نتایج تست تعقیبی نشان داد که افزایش معنی‌داری در مؤلفه‌ی تعداد هارمونی ضروری تنها در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی در بازه زمانی کمتر از ۶ ماه رخ داده است (جدول ۲).

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که اثر عامل کفی از مرحله‌ی پیش‌آزمون، تا پس‌آزمون افزایش معنی‌داری بر شاخص تعداد هارمونی ضروری در شرایط استفاده از کفش بدون کفی ($d = 0/20$, $P = 0/048$) و دبل‌دنسیتی در راستای قدامی-خلفی داشت ($d = 0/76$, $P = 0/009$). همچنین اثر عامل کفی به لحاظ آماری کاهش معنی‌داری بر توان ۹۹/۵ درصد در شرایط کفی دبل‌دنسیتی به اندازه ۱/۲۱ در صد نشان داد ($d = 0/11$, $P = 0/028$). به علاوه یافته‌ها حاکی از آن است که اثر تعاملی کفی - گروه کاهش معنی‌داری برای متغیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای قدامی-خلفی در شرایط استفاده از کفی دبل‌دنسیتی داشت ($d = 0/15$, $P = 0/015$). نتایج تست تعقیبی نشان داد که کاهش معنی‌داری در مؤلفه‌ی فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد تنها در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی در بازه زمانی کمتر از ۶ ماه اتفاق افتاده است (جدول ۴).

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی.

متغیر	گروه A		گروه B		گروه C		گروه D		سطح معنی‌داری (اندازه اثر)	
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	اثر عامل کفی	اثر عامل گروه
بدون کفی	۹/۰۷ ± ۲/۲۲	۸/۱۸ ± ۱/۷۲	۷/۵۰ ± ۱/۱۰	۷/۰۳ ± ۰/۰۸	۶/۷۴ ± ۱/۰۰	۶/۴۱ ± ۰/۷۰	۶/۷۱ ± ۰/۹۴	۶/۵۰ ± ۰/۱۶	۰/۱۴۱ (۰/۴۵)	۰/۵۶۴ (۰/۳۶)
	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۰/۱۲۱ (۰/۱۳)	۰/۱۳۶ (۰/۷۸)
	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۰/۲۵۱ (۰/۵۲)	۰/۱۱۱ (۰/۲۴)
	۲۲/۰۱ ± ۰/۴۱	۲۲/۳۴ ± ۰/۴۷	۲۰/۲۱ ± ۰/۸۷	۲۰/۰۴ ± ۰/۲۷	۱۹/۵۱ ± ۰/۷۲	۱۹/۶۲ ± ۰/۵۶	۱۹/۰۱ ± ۰/۳۶	۱۹/۰۲ ± ۰/۱۱	*۰/۰۴۴ (۰/۴۲)	۰/۳۹۴ (۰/۴۲)
کفی دارونما	۸/۵۱ ± ۲/۰۱	۷/۶۴ ± ۱/۶۲	۷/۳۳ ± ۱/۴۸	۶/۹۲ ± ۰/۷۳	۶/۶۱ ± ۰/۹۸	۶/۳۴ ± ۰/۶۶	۶/۶۲ ± ۰/۸۵	۶/۴۳ ± ۰/۵۰	*۰/۰۰۹ (۰/۱۷)	۰/۶۲۵ (۰/۴۷)
	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۰/۱۶۷ (۰/۱۱)	۰/۱۳۴ (۰/۱۹)
	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۰/۲۴۱ (۰/۴۱)	۰/۱۴۸ (۰/۱۲)
	۲۱/۷۵ ± ۰/۳۷	۲۲/۰۳ ± ۰/۳۹	۲۰/۰۷ ± ۰/۶۱	۲۰/۲۲ ± ۰/۳۹	۱۹/۴۵ ± ۰/۹۹	۱۹/۵۰ ± ۰/۵۰	۱۹/۰۴ ± ۰/۸۷	۱۹/۰۱ ± ۰/۳۳	*۰/۰۴۹ (۰/۱۷)	۰/۷۴۵ (۰/۷۵)
کفی دبل‌دنسیته	۸/۸۲ ± ۱/۹۲	۷/۱۰ ± ۱/۳۳	۷/۹۱ ± ۰/۰۹	۶/۵۷ ± ۰/۶۱	۶/۴۷ ± ۰/۸۱	۶/۱۱ ± ۰/۴۹	۶/۴۸ ± ۰/۶۹	۶/۳۱ ± ۰/۴۲	*۰/۰۳۳ (۰/۷۴)	*۰/۰۰۷ (۰/۲۹)
	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۰/۱۴۹ (۰/۲۵)	۰/۳۴۲ (۰/۱۰)
	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۱/۰۰ ± ۰/۰۰	۰/۷۵۴ (۰/۶۵)	۰/۵۱۲ (۰/۶۴)
	۲۱/۷۶ ± ۰/۳۹	۲۰/۸۶ ± ۰/۳۷	۱۹/۸۲ ± ۰/۶۳	۲۰/۰۰ ± ۰/۶۰	۱۹/۳۳ ± ۰/۵۱	۱۹/۴۰ ± ۰/۵۱	۱۸/۹۰ ± ۰/۴۰	۱۹/۰۰ ± ۰/۳۱	*۰/۰۱۵ (۰/۶۷)	۰/۱۹۵ (۰/۵۴)

 *: سطح معنی‌داری: $P < ۰/۰۵$; A: ACLR + پای پرونیت (کمتر از ۶ ماه)، B: ACLR + پای پرونیت (۶-۱۲ ماه)، C: ACLR + پای پرونیت (بیش از ۱۲ ماه)، D: گروه سالم.

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی - خارجی.

متغیر	گروه A		گروه B		گروه C		گروه D		سطح معنی‌داری (اندازه اثر)	
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	اثر عامل کفی	اثر عامل گروه
بدون کفی	۱۷/۱۱ ± ۱/۷۹	۱۷/۰۰ ± ۱/۵۰	۱۵/۲۱ ± ۱/۳۱	۱۴/۱۲ ± ۱/۱۸	۱۴/۰۰ ± ۰/۹۹	۱۳/۴۰ ± ۰/۹۰	۱۴/۳۰ ± ۰/۸۰	۱۴/۲۰ ± ۰/۷۰	۰/۱۷۶ (۰/۴۵)	۰/۵۷۴ (۰/۶۵)
	۲/۹۵ ± ۰/۷۲	۲/۸۵ ± ۰/۶۵	۲/۶۸ ± ۰/۲۰	۲/۵۵ ± ۰/۳۵	۲/۶۵ ± ۰/۳۲	۲/۵۲ ± ۰/۳۳	۲/۶۲ ± ۰/۱۸	۲/۵۶ ± ۰/۳۴	۰/۷۰۰ (۰/۸۵)	۰/۶۳۱ (۰/۶۳)
	۱/۹۰ ± ۰/۸۵	۱/۷۵ ± ۰/۷۸	۱/۶۵ ± ۰/۵۱	۱/۵۵ ± ۰/۳۵	۱/۵۷ ± ۰/۳۶	۱/۵۲ ± ۰/۳۰	۱/۶۵ ± ۰/۳۲	۱/۶۱ ± ۰/۲۵	۰/۹۴۰ (۰/۷۸)	۰/۶۴۹ (۰/۲۸)
	۲۴/۸ ± ۱/۵۷	۲۵/۰ ± ۱/۹۱	۲۲/۹ ± ۱/۵۹	۲۳/۲ ± ۱/۸۲	۲۱/۸ ± ۰/۱۷	۲۱/۵۲ ± ۰/۹۶	۲۰/۱۵ ± ۰/۷۵	۲۰/۶۱ ± ۰/۶۳	۰/۶۱۹ (۰/۱۰)	۰/۰۵۴ (۰/۶۳)
کفی دارونما	۱۶/۳۷ ± ۱/۶۷	۱۴/۲۰ ± ۱/۴۷	۱۴/۸۲ ± ۱/۲۹	۱۳/۶۲ ± ۰/۹۹	۱۳/۴۸ ± ۰/۹۶	۱۲/۴۳ ± ۰/۸۶	۱۴/۱۷ ± ۰/۷۷	۱۴/۰۰ ± ۰/۶۴	*۰/۰۴۹ (۰/۴۷)	۰/۱۲۶ (۰/۷۵)
	۲/۸۸ ± ۰/۷۲	۲/۴۲ ± ۰/۶۳	۲/۶۲ ± ۰/۱۸	۲/۵۰ ± ۰/۳۴	۲/۶۱ ± ۰/۳۱	۲/۴۸ ± ۰/۳۲	۲/۶۸ ± ۰/۱۷	۲/۵۴ ± ۰/۳۳	۰/۱۹۴ (۰/۱۳)	۰/۵۸۴ (۰/۸۴)
	۱/۸۶ ± ۰/۸۸	۱/۱۲ ± ۰/۷۵	۱/۶۷ ± ۰/۴۸	۱/۵۷ ± ۰/۳۳	۱/۵۵ ± ۰/۳۴	۱/۵۹ ± ۰/۲۹	۱/۶۳ ± ۰/۳۱	۱/۵۹ ± ۰/۲۴	۰/۷۴۹ (۰/۳۷)	۰/۰۵۵ (۰/۴۵)
	۲۳/۸ ± ۱/۴۷	۲۴/۵ ± ۱/۸۵	۲۲/۶ ± ۰/۴۲	۲۲/۶ ± ۱/۷۵	۲۱/۶ ± ۰/۹۷	۲۱/۳۴ ± ۰/۸۷	۲۰/۴۸ ± ۰/۶۷	۲۰/۵ ± ۰/۵	*۰/۰۴۸ (۰/۷۵)	۰/۱۱۳ (۰/۶۴)
کفی دبل‌دنسیته	۱۵/۸۱ ± ۰/۵۳	۱۳/۵۲ ± ۰/۳۴	۱۴/۵۷ ± ۱/۱۴	۱۳/۲۷ ± ۱/۰۴	۱۳/۲۳ ± ۰/۸۵	۱۲/۱۷ ± ۰/۷۱	۱۴/۰۰ ± ۰/۷۱	۱۳/۹۷ ± ۰/۶۸	*۰/۰۱۸ (۰/۰۱)	۰/۳۶۵ (۰/۶۵)
	۲/۸۲ ± ۰/۶۸	۲/۳۵ ± ۰/۶۰	۲/۵۸ ± ۰/۱۷	۲/۴۵ ± ۰/۳۲	۲/۵۵ ± ۰/۲۸	۲/۴۵ ± ۰/۲۸	۲/۵۸ ± ۰/۱۶	۲/۵۲ ± ۰/۳۲	۰/۱۴۲ (۰/۱۸)	۰/۷۳۶ (۰/۸۴)
	۱/۷۸ ± ۰/۸۶	۱/۰۵ ± ۰/۷۲	۱/۵۵ ± ۰/۴۵	۱/۴۸ ± ۰/۳۰	۱/۵۲ ± ۰/۳۲	۱/۴۸ ± ۰/۲۷	۱/۶۱ ± ۰/۳۰	۱/۵۸ ± ۰/۲۳	*۰/۰۰۵ (۰/۱۳)	۰/۷۵۴ (۰/۸۳)
	۲۳/۵ ± ۱/۳۲	۲۴/۳ ± ۱/۷۶	۲۲/۳ ± ۱/۳۴	۲۲/۶ ± ۱/۶۹	۲۱/۴۷ ± ۰/۸۷	۲۱/۱۴ ± ۰/۷۸	۲۰/۳۶ ± ۰/۶۳	۲۰/۴۵ ± ۰/۵۸	*۰/۰۴۹ (۰/۷۷)	۰/۱۸۵ (۰/۶۶)

 *: سطح معنی‌داری: $P < ۰/۰۵$; A: ACLR + پای پروتیت (کمتر از ۶ ماه)، B: ACLR + پای پروتیت (۶-۱۲ ماه)، C: ACLR + پای پروتیت (بیش از ۱۲ ماه)، D: گروه سالم.

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی- خلفی.

متغیر	گروه A		گروه B		گروه C		گروه D		سطح معنی‌داری (اندازه اثر)	
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	اثر عامل کفی	اثر عامل گروه
بدون کفی	توان ۹۹/۵ درصد	۱۶/۵۲±۳/۰۰	۱۵/۵۸±۱/۸۴	۱۴/۲۸±۲/۴۷	۱۴/۵۶±۱/۴۷	۱۲/۹±۱/۵۳	۱۲/۰۲±۱/۱۴	۱۳/۳۶±۱/۲۸	۰/۶۲۱(۰/۴۷)	۰/۳۳۳(۰/۷۷)
	فرکانس میانه	۳/۸۵±۰/۷۵	۳/۹۵±۱/۰۵	۳/۲۵±۰/۹۵	۳/۲۸±۰/۹۲	۳/۳۰±۰/۸۵	۳/۲۴±۰/۸۲	۳/۱۵±۰/۸۵	۰/۲۱۹(۰/۷۲)	۰/۱۱۰(۰/۷۴)
	فرکانس باند	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰/۲۶۳(۰/۴۰)	۰/۰۷۱(۰/۲۱)
	تعداد هارمون ضروری	۲۳/۸۲±۱/۰۰	۲۴/۵۱±۰/۷۷	۲۱/۰۱±۰/۱۱	۲۱/۲۱±۰/۴۲	۱۹/۷۳±۰/۷۶	۱۹/۰۵±۰/۶۳	۱۹/۴۴±۰/۵۱	*۰/۰۴۸(۰/۲۰)	۰/۴۰۰(۰/۸۴)
کفی دارونما	توان ۹۹/۵ درصد	۱۵/۸۵±۲/۸۲	۱۵/۲۶±۱/۷۵	۱۴/۰۰±۲/۳۶	۱۳/۳۹±۱/۳۵	۱۲/۷۴±۱/۴۲	۱۱/۹۶±۱/۰۰	۱۳/۲۳±۱/۱۹	۰/۹۶۰(۰/۷۴)	۰/۳۰۰(۰/۰۱)
	فرکانس میانه	۳/۱۰±۰/۷۲	۳/۸۸±۱/۰۰	۳/۲۰±۰/۹۱	۳/۲۲±۰/۸۸	۳/۲۵±۰/۸۲	۳/۱۹±۰/۷۸	۳/۱۲±۰/۸۲	۰/۸۴۷(۰/۱۰)	۰/۴۵۱(۰/۰۱)
	فرکانس باند	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰/۲۱۰(۰/۹۳)	۰/۷۰۰(۰/۱۷)
	تعداد هارمون ضروری	۲۴/۷۷±۰/۹۹	۲۴/۳۷±۰/۶۳	۲۰/۹۴±۰/۹۸	۲۱/۴۱±۰/۳۷	۱۹/۶۲±۰/۶۷	۱۹/۴۲±۰/۵۴	۱۹/۳۹±۰/۴۹	۰/۱۲۴(۰/۸۴)	۰/۲۸۴(۰/۲۸)
کفی دبل‌دنسیتی	توان ۹۹/۵ درصد	۱۵/۲۰±۲/۷۷	۱۲/۵۱±۱/۶۷	۱۳/۷۱±۲/۲۲	۱۲/۸۸±۱/۲۷	۱۲/۴۸±۱/۳۳	۱۱/۵۸±۰/۹۸	۱۳/۱۱±۱/۰۰	*۰/۰۲۸(۰/۱۱)	۰/۶۷۱(۰/۴۰)
	فرکانس میانه	۳/۰۵±۰/۷۶	۳/۸۲±۰/۹۶	۳/۱۵±۰/۸۴	۳/۱۸±۰/۶۸	۳/۲۴±۰/۵۷	۳/۱۵±۰/۷۳	۳/۱۰±۰/۰۸	۰/۹۱۷(۰/۸۸)	۰/۰۵۷(۰/۷۴)
	فرکانس باند	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۰/۵۷۴(۰/۳۱)	۰/۱۵۷(۰/۹۷)
	تعداد هارمون ضروری	۲۳/۵±۰/۸۳	۲۴/۰۰±۰/۵۷	۲۰/۸۸±۰/۸۷	۲۰/۹۳±۰/۲۶	۱۹/۵۹±۰/۶۳	۱۹/۳۶±۰/۵۸	۱۹/۳۶±۰/۴۶	*۰/۰۰۹(۰/۷۶)	۰/۱۵۸(۰/۱۹)

*: سطح معنی‌داری: ۰/۰۵ < p: A: ACLR + پای پرونیت (کمتر از ۶ ماه)، B: ACLR + پای پرونیت (۶-۱۲ ماه)، C: ACLR + پای پرونیت (بیش از ۱۲ ماه). D: گروه سالم.

بحث

تغییرات مشاهده شده در شاخص‌های کلیدی، شامل تعداد هارمونی‌های ضروری و فرکانس توان ۹۹/۵ درصد، حاکی از تأثیرات متمایز کفی دبل‌دنسیتی بر پردازش عصبی-عضلانی و الگوی بارگذاری در جهات مختلف و گروه‌های زمانی پس از جراحی است.

الف) راستای عمودی

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که افزایش معنی‌داری بر شاخص تعداد هارمونی ضروری به ترتیب در شرایط استفاده از کفش بدون کفی و کفی دارونما در راستای عمودی داشت. در حالی که استفاده از کفی دبل‌دنسیتی به لحاظ آماری کاهش معنی‌داری بر شاخص تعداد هارمونی‌های ضروری در مرحله پس از خستگی نسبت به قبل از خستگی نشان داد. افزایش معنادار شاخص تعداد هارمونی ضروری در شرایط بدون کفی و پلاسبو پس از خستگی، نشان‌دهنده افزایش پیچیدگی سیگنال GRFv و احتمالاً نیاز به فعالیت عضلانی تطابقی بیشتر برای حفظ پایداری است (۲۸). این می‌تواند ناشی از اختلال در مکانیسم‌های جذب شوک طبیعی به دنبال خستگی باشد. کاهش معنادار شاخص تعداد هارمونی ضروری در شرایط کفی دبل‌دنسیتی پس از خستگی، برخلاف سایر شرایط، نشان‌دهنده اثر محافظتی بالقوه این نوع کفی است (۲۹). این استنباط کاهش پیچیدگی همسو با نتایج Jafarnejadgero و همکاران، است که نشان‌دهنده بهبود کارایی انتقال بار، کاهش تلاش عصبی-عضلانی یا بهبود الگوی جذب شوک پس از اعمال استرس خستگی است، که می‌تواند با هدف کاهش بارهای مفصلی در جمعیت‌های آسیب‌پذیر مانند افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی همسو باشد (۳۰). کاهش معنادار توان ۹۹/۵ درصد در شرایط دارونما و کفی دبل‌دنسیتی در مقایسه با کفش بدون کفی، نشان‌دهنده تغییر توزیع توان سیگنال به سمت فرکانس‌های پایین‌تر است. این پدیده اغلب با کاهش سفتی سیستم عضلانی-اسکلتی یا تغییر در استراتژی‌های کنترل حرکتی مرتبط است (۲).

برخلاف یافته‌های مذکور، برخی مطالعات نشان داده‌اند که استفاده از کفش‌ها یا کفی‌های مختلف می‌تواند افزایش توان سیگنال در فرکانس‌های بالاتر را به همراه داشته باشد. این امر می‌تواند نشان‌دهنده افزایش سفتی ظاهری سیستم یا فعال‌سازی عضلانی متفاوت برای حفظ پایداری باشد (۳۱). جالب توجه است که کفی دبل‌دنسیتی نیز مانند دارونما این کاهش را ایجاد کرد، که می‌تواند ناشی از اثرات کلی وجود هر نوع کفی (مثل تغییر حس عمقی) باشد، نه لزوماً خاصیت دانسیته دوگانه. با این حال، کاهش پیچیدگی تنها در کفی دبل‌دنسیتی مشاهده شد، که نشان‌دهنده اثر متمایز این نوع کفی است. یافته‌ها حاکی از آن است که کاهش معنی‌داری در مؤلفه‌ی فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد تنها در گروه بازسازی رباط صلیبی

قدامی در بازه زمانی کمتر از ۶ ماه اتفاق افتاده است. کاهش معنادار توان ۹۹/۵ درصد در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی با زمان بهبودی کمتر از ۶ ماه، حاکی از حساسیت بیشتر سیستم عصبی-عضلانی به مداخلات در مراحل اولیه بازسازی است. در این مرحله، کنترل عصبی-عضلانی هنوز به‌طور کامل بازنگشته و تغییرات در سفتی یا استراتژی حرکتی به راحتی در طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین منعکس می‌شود (۳۲). در تبیین این یافته می‌توان این‌طور بیان کرد که کاهش محتوای فرکانسی مؤلفه‌ی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نشان‌دهنده کاهش نوسانات در طی راه رفتن است (۱۶). تحقیقات نشان داده است که یکی از مواردی که باعث افزایش نوسانات در طی راه رفتن می‌شود بروز اغتشاشات ناشی از افت استخوان‌ناوی است (۳۳).

ب) راستای داخلی-خارجی

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که افزایش معنی‌داری بر شاخص تعداد هارمونی ضروری به ترتیب در شرایط استفاده از کفی دارونما و دبل‌دنسیتی در راستای داخلی-خارجی داشت. همچنین نتایج نشان داد که کاهش معنی‌داری بر توان ۹۹/۵ درصد در شرایط کفی دارونما به ویژه کفی دبل‌دنسیتی رخ می‌دهد. نتایج نشان داد که کاهش معنی‌داری در مؤلفه‌ی فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد تنها در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی در بازه زمانی کمتر از ۶ ماه و ۱۲-۶ ماه اتفاق افتاده است. در حالی که افزایش معنی‌داری در مؤلفه‌ی تعداد هارمونی ضروری تنها در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی در بازه زمانی کمتر از ۶ ماه رخ داده است. افزایش معنادار شاخص تعداد هارمونی ضروری در شرایط پلاسبو و دبل‌دنسیتی در این راستا، برخلاف جهت عمودی، نشان‌دهنده افزایش پیچیدگی کنترل در صفحه فرونتال هنگام استفاده از کفی‌هاست (۱۶)، که احتمالاً می‌تواند نشان‌دهنده نیاز بیشتر برای حفظ پایداری جانبی در پاسخ به تغییرات حس عمقی یا مکانیکی ایجادشده توسط کفی‌ها باشد. کاهش معنادار فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد به‌ویژه در شرایط دبل‌دنسیتی، مجدداً نشان‌دهنده تغییر توزیع توان به سمت فرکانس‌های پایین‌تر است (۲). این تغییر در کنترل جانبی می‌تواند با تغییر در استراتژی‌های کنترل پوسچرال، مانند افزایش وابستگی به بازخورد حسی (که کندتر است) یا کاهش سفتی فعال مفصل در صفحه فرونتال مرتبط باشد. اثر بارزتر کفی دبل‌دنسیتی می‌تواند ناشی از تغییرات خاص آن در توزیع فشار کف پا و در نتیجه تعدیل فعالیت عضلات اطراف میچ پا و زانو باشد (۳۴).

کاهش فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در گروه‌های بازسازی رباط صلیبی قدامی با زمان بهبودی کمتر از ۶ ماه و ۱۲-۶ ماه و افزایش تعداد هارمونی ضروری تنها در گروه کمتر از ۶ ماه، تأییدکننده

کفی باشد (۳۶). همچنین کاهش توان ۹۹/۵ درصد در جهات مختلف، به‌ویژه در هنگام استفاده از کفی دبل‌دنسیتی، می‌تواند نشان‌دهنده افزایش وابستگی به بازخورد حسی (استراتژی‌های کنترلی کندتر) یا کاهش سفتی فعال مفاصل در پاسخ به حمایت بیشتر و تغییر الگوی بارگذاری توسط این کفی باشد. این تغییرات در افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی و پرونیشن، که در معرض خطر بالاتر بارگذاری نامتقارن و استرس مفصلی هستند، می‌تواند پتانسیل محافظت مفصل و بهبود پایداری پویا را داشته باشد، به‌ویژه در مراحل اولیه و میانی بهبودی که سیستم عصبی-عضلانی در حال تطبیق مجدد است.

از محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به مواردی همچون عدم بررسی اثرات استفاده طولانی مدت کفی دبل‌دنسیتی، دارونما و کفش بدون کفی، عدم بررسی هر دو جنسیت و سایر متغیرهای کینماتیکی اشاره نمود. لذا پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده، اثرات طولانی مدت با بررسی هر دو جنس مدنظر قرار گیرد.

نتیجه‌گیری

این یافته‌ها نشان دادند که استفاده از کفی دبل‌دنسیتی در افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت در بازه‌ی زمانی کمتر از ۶ ماه پس از جراحی، موجب تغییر در ویژگی‌های بیومکانیکی گام‌برداری شده و به نظر می‌رسد که توزیع نیروهای عمودی و از بروز آسیب‌های ثانویه جلوگیری می‌نماید. به عبارتی کفی دبل‌دنسیتی، به‌ویژه پس از اعمال سختی، سیگنال نیروهای عکس‌العمل زمین را در راستای عمودی با کاهش پیچیدگی (کاهش تعداد هارمونی ضروری) تعدیل می‌کند، که نشان‌دهنده‌ی یک اثر بیومکانیکی مطلوب بالقوه است. همچنین، کفی دبل‌دنسیتی توزیع توان طیف را در راستاهای داخلی-خارجی و قدامی-خلفی به سمت فرکانس‌های پایین‌تر تغییر می‌دهد، که احتمالاً منعکس‌کننده تعدیل در استراتژی‌های کنترل عصبی-عضلانی و سفتی دینامیکی است. این تغییرات طیفی به‌طور خاص در مراحل اولیه (کمتر از ۶ ماه) و میانی (۶-۱۲ ماه) پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی بارزتر هستند، که بر اهمیت زمان‌بندی مداخلات در این جمعیت آسیب‌پذیر تأکید دارد.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از زحمات و حضور تمامی آزمودنی‌ها در جریان جمع‌آوری داده‌ها کمال تشکر و قدردانی را داریم.

حساسیت بالاتر طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین در مراحل میانی و اولیه بهبودی رباط صلیبی قدامی است. این دوره‌ها زمانی هستند که تغییرات عصبی-عضلانی و بیومکانیکی قابل‌توجهی در حال رخ دادن است و مداخلاتی مانند کفی‌ها ممکن است تأثیرات واضح‌تری داشته باشند.

ج) راستای قدامی-خلفی

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که افزایش معنی‌داری بر شاخص تعداد هارمونی ضروری در شرایط استفاده از کفش بدون کفی و دبل‌دنسیتی در راستای قدامی-خلفی داشت. همچنین به لحاظ آماری کاهش معنی‌داری بر توان ۹۹/۵ درصد در شرایط کفی دبل‌دنسیتی ایجاد شد. نتایج نشان داد که کاهش معنی‌داری در مؤلفه‌ی فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد تنها در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی در بازه زمانی کمتر از ۶ ماه اتفاق افتاده است. افزایش معنادار تعداد هارمونی ضروری در شرایط بدون کفی و دبل‌دنسیتی در این راستا، مشابه با راستای داخلی-خارجی، نشان‌دهنده‌ی افزایش پیچیدگی کنترل در صفحه ساجیتال است (۱۶). این پیچیدگی اضافی می‌تواند مرتبط با تغییرات در مکانیک پیشرونی و ترمزی باشد. کاهش معنادار توان ۹۹/۵ درصد تنها در شرایط دبل‌دنسیتی، همسو با یافته‌های راستای داخلی-خارجی است، که نشان‌دهنده‌ی تأثیر ویژه کفی دبل‌دنسیتی در تغییر توزیع توان سیگنال نیروهای عکس‌العمل زمین به سمت فرکانس‌های پایین‌تر است (۲). این امر می‌تواند بازتابی از تعدیل الگوهای انقباض عضلانی چهارسر ران و همسترینگ تحت تأثیر این نوع باشد، که برای کنترل حرکت در صفحه ساجیتال حیاتی هستند، به‌ویژه در جمعیت با بازسازی رباط صلیبی قدامی که اغلب دچار اختلالات هماهنگی عضلات اطراف زانو می‌شوند. کاهش توان ۹۹/۵ درصد در گروه با بازسازی رباط صلیبی قدامی کمتر از ۶ ماه در راستای قدامی-خلفی، همخوان با جهت‌های دیگر، اهمیت مرحله حاد پس از جراحی را به عنوان دوره‌ای که در آن سیگنال‌های بیومکانیکی به شدت به مداخلات حساس هستند، برجسته می‌کند. تغییرات مشاهده شده در تعداد هارمونی ضروری و توان ۹۹/۵ درصد عمدتاً منعکس‌کننده تعدیل در استراتژی‌های کنترل عصبی-عضلانی و تغییرات در سفتی دینامیکی سیستم اندام تحتانی در پاسخ به مداخله کفی و خستگی هستند (۳۵). کاهش تعداد هارمونی ضروری در شرایط کفی دبل‌دنسیتی پس از خستگی در جهت عمودی، نشان‌دهنده‌ی کارایی بیومکانیکی بهبودیافته است که می‌تواند ناشی از توزیع بهینه‌تر فشار و جذب شوک توسط نواحی با دانسیته متفاوت

References

1. Jafarnezhadgero AA, Amirzadeh N, Hoseinpour A, Siahkouchian M, Mokhtari MA. Evaluation of

Frequency Spectrum of Ground Reaction Force during Walking on Sand and Flat Surface in Individuals with

- Pronated Foot [in Persian]. *J Rehab Med* 2020; 9(3): 93-101.
2. Piri E, Jafarnezhadgero A, Stålman A, Alihosseini S, Panahighaffarkandi Y. Comparison of the Ground Reaction Force Frequency Spectrum during Walking with and without Anti-Pronation Insoles in Individuals with Pronated Feet [in Persian]. *J Sport Biomech* 2025; 11(1): 20-33.
 3. Jafarnezhadgero AA, Alizadeh R, Mirzanag EF, Dionisio VC. Could the anterior cruciate ligament reconstruction and pronated feet affect the plantar pressure variables and muscular activity during running? A comparative study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2024; 40: 986-91.
 4. Grindem H, Snyder-Mackler L, Moksnes H, Engebretsen L, Risberg MA. Simple decision rules can reduce reinjury risk by 84% after ACL reconstruction: the Delaware-Oslo ACL cohort study. *Br J Sports Med* 2016; 50(13): 804-8.
 5. Jafarnezhadgero A, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkhouhian M, Granacher U. Ground reaction forces and muscle activity while walking on sand versus stable ground in individuals with pronated feet compared with healthy controls. *PloS One* 2019; 14(9): e0223219.
 6. Dolk DC, Hedeveik H, Stigson H, Wretenberg P, Kvist J, Stålman A. Nationwide incidence of anterior cruciate ligament reconstruction in higher-level athletes in Sweden: a cohort study from the Swedish National Knee Ligament Registry linked to six sports organisations. *Br J Sports Med* 2025; 59(7): 470-9.
 7. Piri E, Jafarnezhadgero A, Stålman A. Advantages and Disadvantages of Different Surgical Grafts in Anterior Cruciate Ligament Injuries: A Letter to the Editor. *Journal of Sport Biomechanics* 2024; 10(3): 254-60.
 8. Alizadeh R, Jafarnezhadgero AA, Khezri D, Sajedi H, Fakhri Mirzanag E. Effect of Short-Term Use of Anti-Pronation Insoles on Plantar Pressure Variables Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with a Pronated Foot during Gait [in Persian]. *J Gorgan Univ Med Sci* 2024; 26(3): 36-44.
 9. Hamill J, McNiven SL. Reliability of selected ground reaction force parameters during walking. *Hum Mov Sci* 1990; 9(2): 117-31.
 10. Jafarnezhadgero AA, Pourrahimghoroghchi A, Darvishani MA, Aali S, Dionisio VC. Analysis of ground reaction forces and muscle activity in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction during different running strike patterns. *Gait Posture* 2021; 90: 204-9.
 11. Stergiou N. Innovative analyses of human movement. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers; 2004.
 12. Mohammadi V, Letafatkar A, Sadeghi H, Jafarnezhadgero A, Hilfiker R. The effect of motor control training on kinetics variables of patients with non-specific low back pain and movement control impairment: Prospective observational study. *J Bodyw Mov Ther* 2017; 21(4): 1009-16.
 13. Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *Clin Biomech (Bristol)* 2002; 17(8): 615-7.
 14. Nigg BM. Biomechanics of sport shoes: University of Calgary; 2010.
 15. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. *Clin Biomech (Bristol)* 2012; 27(10): 1058-63.
 16. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. *Clin Biomech (Bristol)* 2011; 26(2): 207-12.
 17. Giakas G. Power spectrum analysis and filtering. Innovative Analyses of Human Movement, Champaign, IL: Human Kinetics. 2004.
 18. Yip CHT, Chiu TTW, Poon ATK. The relationship between head posture and severity and disability of patients with neck pain. *Man Ther* 2008; 13(2): 148-54.
 19. Picciano AM, Rowlands MS, Worrell T. Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993; 18(4): 553-8.
 20. Association WM. World Medical Association Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects. *Bulletin of the World Health Organization*. 2001; 79(4): 373.
 21. McWalter EJ, Cibere J, MacIntyre NJ, Nicolaou S, Schulzer M, Wilson DR. Relationship between varus-valgus alignment and patellar kinematics in individuals with knee osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am* 2007; 89(12): 2723-31.
 22. Jafarnezhadgero AA, Shahverdi M, Madadi Shad M. The effectiveness of a novel Kinesio Taping technique on the ground reaction force components during bilateral drop landing in athletes with concurrent pronated foot and patella-femoral pain syndrome. *Journal of Advanced Sport Technology* 2017; 1(1): 22-9.
 23. Cohen J. Quantitative methods in psychology: A power primer. *Psychol Bull* 1992; 112(1): 155-9.
 24. Schneider E, Chao E. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. *J Biomech* 1983; 16(8): 591-601.
 25. Piri E, Barghamadi M, Farzizade R. Comparison of the effects of immediate and long-term water and thera band exercises on loading rate, impulse, and free moment in people with pronate foot during walking: a clinical trial [in Persian]. *J Gorgan Univ Med Sci* 2022; 24(4): 10-9.
 26. Borg G. Borg's perceived exertion and pain scales. Human Kinetics; 1998.
 27. Koblbauer IF, van Schooten KS, Verhagen EA, van Dieën JH. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. *J Sci Med Sport* 2014; 17(4): 419-24.
 28. Jeon HG, Lee SY, Park SE, Ha S. Ankle instability patients exhibit altered muscle activation of lower extremity and ground reaction force during landing: a systematic review and meta-analysis. *J Sports Sci Med* 2021; 20(2): 373.
 29. Piri E, Farzizade R, Barghamadi M. The effect of exercises in water and thera-band on the frequency spectrum of ground reaction forces in people with

- pronate foot during walking: a clinical trial. *Stud Med Sci* 2022; 33(8): 621-33.
30. Jafarnezhadgero A, Noroozi Z, Piri E. Comparison of frequency of electrical activity values of lower limb muscles before and after fatigue in people with history of COVID-19 compared to healthy people during walking. *Stud Med Sci* 2023; 34(8): 450-60.
31. Yung-Hui L, Wei-Hsien H. Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. *Appl Ergon* 2005; 36(3): 355-62.
32. Pietrosimone B, Seeley MK, Johnston C, Pfeiffer SJ, Spang JT, Blackburn JT. Walking ground reaction force post-ACL reconstruction: analysis of time and symptoms. *Med Sci Sports Exerc* 2019; 51(2): 246-54.
33. Costa M, Priplata A, Lipsitz L, Wu Z, Huang N, Goldberger AL, et al. Noise and poise: enhancement of postural complexity in the elderly with a stochastic-resonance-based therapy. *Europhys Lett* 2007; 77(6): 68008.
34. Parsa R, Jafarnezhadgero A, Piri E. The effect of using double-density soles on the loading rate, impulse, free moment, and ground reaction forces in adolescent volleyball players with pronated feet during running and landing [in Persian]. *Iranian Journal of Rehabilitation Research in Nursing* 2025; 11(3): 20-30.
35. Jafarnezhadgero A, Sorkhe E, Meamarbashi A. Efficacy of motion control shoes for reducing the frequency response of ground reaction forces in fatigued runners [in Persian]. *Journal of Advanced Sport Technology* 2019; 3(1): 8-21.
36. Thomson A, Einarsson E, Hansen C, Bleakley C, Whiteley R. Marked asymmetry in vertical force (but not contact times) during running in ACL reconstructed athletes < 9 months post-surgery despite meeting functional criteria for return to sport. *J Sci Med Sport* 2018; 21(9): 890-3.

Investigating the Effect of Using a Double-Density Insole on the Frequency Spectrum of Ground Reaction Forces in Individuals with ACL Reconstruction and Pronated Feet at Different Time Intervals During Walking

Ebrahim Piri¹, AmirAli Jafarnezhadgero², Mahrokh Dehghani³,
Afsaneh Enteshari-Moghaddam⁴

Original Article

Abstract

Background: Foot pronation simultaneous with anterior cruciate ligament reconstruction is a lower extremity abnormality that can influence the mechanics of walking. The aim of this study was to investigate the effect of using double-density insoles on the frequency spectrum of ground reaction forces during walking in individuals with ACL reconstruction and foot pronation.

Methods: A total of 30 males with foot pronation and a history of ACL reconstruction, with a mean age of 25.45 ± 1.27 years, mean weight of 79.10 ± 1.75 kg, and mean height of 178.85 ± 3.68 cm, and 10 healthy males, with a mean age of 24.10 ± 1.54 years, mean weight of 80.48 ± 1.29 kg, and mean height of 177.10 ± 5.42 cm, volunteered to participate in this study. Ground reaction force frequency spectra were measured using a Bertech America force plate. For statistical analysis, a two-way analysis of variance (ANOVA) with repeated measures was employed.

Findings: The findings of this study showed that the insole factor significantly increased the number of necessary harmonics from pre-test to post-test in the vertical direction under the conditions of not using insoles ($P = 0.044$, $d = 0.42$) and placebo insoles ($P = 0.049$, $d = 0.17$). However, the use of double-density insoles significantly decreased the index of the number of necessary harmonics after fatigue compared to before fatigue ($P = 0.015$, $d = 0.67$). Post-hoc analysis revealed that a significant decrease in the 99.5% power frequency component in the vertical and mediolateral directions occurred only in the ACL-reconstructed group within the time frame of less than 6 months' post-surgery.

Conclusion: These findings indicate that the type of insole and balance ability are influenced by the musculoskeletal condition and time elapsed since ACL reconstruction. Appropriate insole use may help improve dynamic stability in individuals following ACL reconstruction. The use of double-density insoles in individuals with ACL reconstruction and foot pronation within less than 6 months' post-surgery alters gait biomechanical characteristics and appears to enhance vertical force distribution and prevent secondary injuries.

Keywords: Reconstruction, Anterior cruciate ligament, Walking, Pronated feet, Ground reaction force

Citation: Piri E, Jafarnezhadgero AA, Dehghani M, Enteshari A. **Investigating the Effect of Using a Double-Density Insole on the Frequency Spectrum of Ground Reaction Forces in Individuals with ACL Reconstruction and Pronated Feet at Different Time Intervals During Walking.** J Isfahan Med Sch 2026; 44(864): 876- 88.

1- PhD in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

2- Associate Professor, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

3- Professor, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

4- Associate Professor of Rheumatology, Department of Internal Medicine, Faculty of Medicine, Ardabil University of Medical Sciences, Ardabil, Iran

Corresponding Author: AmirAli Jafarnezhadgero, Associate Professor, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran; Email: amiralijafarnezhad@gmail.com