

اثر تمرینات در آب و تراباند بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای پای پرونیت طی راه‌رفتن: یک مطالعه کارآزمایی بالینی

ابراهیم پیری^۱، رضا فرضی‌زاده^{۲*}، محسن برغمندی^۳

تاریخ دریافت ۱۴۰۱/۰۸/۰۴ تاریخ پذیرش ۱۴۰۱/۱۲/۰۲

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: ارتباط بین محتوای فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای پرونیت پا هنگام راه‌رفتن یکی از زمینه‌های موردعلاقه پژوهشگران است. لذا هدف از مطالعه حاضر بررسی پروتکل تمرینی در آب و تراباند بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای پای پرونیت طی راه‌رفتن بود. **مواد و روش کار:** پژوهش حاضر از نوع مطالعه کارآزمایی بالینی بود که به‌صورت نیمه تجربی و آزمایشگاهی اجرا شد. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۴۵ دانشجوی دانشگاه محقق اردبیلی که دارای پای پرونیت بودند، به‌صورت هدفمند انتخاب شدند و به‌طور مساوی و تصادفی در سه گروه تراباند، تمرین در آب و کنترل جای گرفتند. برای مقایسه بین گروه‌ها از آزمون آنالیز واریانس چند متغیره استفاده شد. و سطح معنی‌داری $P < 0/05$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که مؤلفه‌ی فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای داخلی-خارجی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معناداری برای عامل گروه نشان داد ($P = 0/001$). نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای داخلی-خارجی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معناداری به ترتیب برای گروه‌های تمرین در آب، و تراباند برابر با ($P = 0/004$ ؛ $P = 0/001$) بود. بر اساس آزمون تی زوجی، اثر تعاملی زمان-گروه بر فرکانس با توان ۵ درصد ۹۹ نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی به اندازه‌ی ۲۲/۱۹ درصد کاهش داشت ($P = 0/049$). همچنین در راستای عمودی اثر عامل زمان بر فرکانس میانه طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون معنادار بود ($P = 0/044$).

بحث و نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج به‌دست‌آمده از پژوهش فوق می‌توان چنین گفت که تمرین در آب و تراباند احتمالاً بتواند برای بهبود تعادل و کاهش نوسانات راه‌رفتن در افراد دارای پای پرونیت مفید باشد.

کلیدواژه‌ها: آب‌درمانی، تراباند، طیف فرکانس، نیروی عکس‌العمل زمین، پای پرونیت، راه‌رفتن

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و سوم، شماره هشتم، ص ۶۳۳-۶۲۱، آبان ۱۴۰۱

آدرس مکاتبه: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی،، تلفن: ۰۹۱۴۴۵۲۷۳۸۱

Email: r_farzizadeh@uma.ac.ir

مقدمه

راه‌رفتن را تشدید کند، عارضه پرونیشن پا است. میزان شیوع عارضه پرونیشن پا در بزرگسالان ۲۳-۲ درصد است (۴). به‌گونه‌ای که عارضه پرونیشن پا یکی از شایع‌ترین عارضه‌ها در اندام تحتانی کودکان بوده، و برای پسران شیوع بیشتری گزارش شده است (۵). عارضه پرونیشن پا اغلب با ناکارآمدی در ناحیه مچ پا همراه است که به دلیل تغییرات بیومکانیکی است که در حین راه‌رفتن، رخ می‌دهد (۶). هرگونه تغییرات بیومکانیکی در ساختمان مچ پا، آسیب‌دیدگی را در این بخش از بدن را افزایش می‌دهد (۷). پای پرونیت، یک نوع ناهنجاری است که باعث کاهش ارتفاع قوس

راه‌رفتن و پیاده‌روی یکی از ورزش‌های محبوب در بین افراد است. بدین‌جهت که نیاز بسیار کمی به تجهیزات ورزشی، تجربه، و مهارت دارد (۱). آسیب‌های مرتبط با راه‌رفتن در افراد دارای پرونیشن پا علت‌های مختلفی دارد، که می‌توان به افت استخوان ناوی و متعاقب آن تغییر در فعالیت الکتریکی عضلات ساق و کف پا، اختلال در تعادل، درد تاندون آشیل، کشیدگی همسترینگ و عضلات چهارسر ران اشاره نمود (۲، ۳). با توجه به عارضه‌های گوناگون در اندام تحتانی، یکی از عواملی که می‌تواند آسیب هنگام

^۱ کارشناس ارشد فیزیولوژی ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

^۲ دانشیار فیزیولوژی ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران (نویسنده مسئول)

^۳ دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

پرونیته اثبات شده است. تراباند کم هزینه، قابل حمل و همه کاره هستند. این باندهای لاستیکی از جنس لاتکس طبیعی ساخته شده‌اند و به رنگ‌های مختلف (رنگ‌های تیره مقاومت بالایی نسبت به رنگ‌های روشن دارند) می‌باشند (۲۴).

طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن یکی از متغیرهای بیومکانیکی مهم به شمار می‌رود. محققان دلایل مختلفی برای ایجاد آسپ‌های اندام تحتانی ذکر کردند که یکی از این عوامل نیروی عکس‌العمل زمین است (۲۵). در واقع خصوصیات و ویژگی‌های نیروی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن انسان به‌عنوان توصیف‌کننده مهمی در وجود اختلال در راه رفتن شناخته می‌شود (۲۶). نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین شاخصی در جهت مشخص نمودن نحوه 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 (۲۷). تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در افراد سالم و دارای ناهنجاری اندام تحتانی مورد ارزیابی قرار گرفته است (۳۳-۲۸). همچنین تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس متغیرهای بیومکانیکی از قبیل نیروهای عکس‌العمل زمین جهت ارزیابی محتوای فرکانس سیگنال‌های طبیعی و غیرطبیعی در فعالیت‌هایی از قبیل راه رفتن است. پژوهش‌های پیشین نشان داده است که افزایش بیش از اندازه نیروی عکس‌العمل زمین در فاز اتکای راه رفتن نشان‌دهنده اختلالات در عملکرد عصبی-مکانیکی مفاصل اندام تحتانی و عضلات اندام است. مناسب‌ترین روش برای آنالیز متغیرهای کینتیکی، تحلیل دامنه فرکانس می‌باشد که سیگنال‌های دوره‌ای را، به روش ضرایب هارمونیک توصیف می‌کند (۳۴). فرکانس‌های موجود در سیگنال‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن به‌طور معمول از طریق تبدیل فوریه مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌گیرند (۳۱). تجزیه و تحلیل طیف فرکانس یک متغیر قابل توجه در نیروی عکس‌العمل زمین می‌باشد (۲۵). به علاوه لازم به ذکر است که بررسی فرکانس نیرو در بروز آسیب به مراتب مهم‌تر از بزرگی نیرو است (۳۵). 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 به‌عنوان شاخص اصلی برای تجزیه و تحلیل نیروهای حرکتی استفاده شده است (۳۳، ۳۶). فعالیت راه رفتن به دلیل این که ماهیت پیوسته دارد، مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین به‌صورت پیوسته و در حوزه فرکانس در کل مرحله اتکا بررسی می‌شود (۳۷). بنابراین، بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی تکالیفی همچون راه رفتن ضروری می‌باشد. در این زمینه،

طول داخلی هنگام تحمل وزن بدن می‌گردد، همچنین به دنبال این عارضه دفورمیتی در ساختمان مچ پا مشاهده می‌شود. به دنبال این ناهنجاری سر استخوان تالوس و نایکولار به سمت داخل متمایل می‌گردد که در نهایت می‌تواند منجر به بروز عارضه پای پرونیته شود. پای پرونیته نیز در ارتباط نزدیکی با اعمال فشار مستقیم و آسیب بر روی مفاصل مچ پا، زانو و کمر بند لگنی همراه است (۸). با وجود این مطالعات در این زمینه نشان داده است که وجود عارضه پرونیته پا در اندام تحتانی به دلیل توزیع غیرعادی بار (سطح اتکای نامناسب) می‌تواند منجر به بروز درد (۹)، برهم خوردن آرایش استخوانی اندام تحتانی به دلیل افت استخوان ناوی (۱۰)، تعادل نامناسب (۱۱)، کاهش جذب و تعدیل نیرو به دلیل از بین رفتن قوس‌های کف پای (۱۲)، اختلال در فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی و متعاقب آن کشیدگی عضلات همسترینگ و چهارسرران (۱۲)، افزایش فشارهای کف پای (۱۳)، تغییر در تحرک پذیری مفاصل (۱۴)، تغییر و اختلال در پاسچر (۱۱)، عملکرد غیرعادی و در نهایت عدم ثبات حین فعالیت گردد (۱۵).

به نظر می‌رسد یافتن بهترین راه برای کاهش یا بهبود این ناهنجاری می‌تواند بر نیروهای عکس‌العمل زمین مؤثر باشد. یکی از این روش‌ها طراحی برنامه تمرینی و اصلاحی، برای بهبود این قبیل عارضه‌هاست. تأثیر تمرینات در آب و تراباند بر متغیرهای بیومکانیکی نظیر کینتیک افراد با ساختارهای متفاوت آناتومیکی پا مورد توجه محققین قرار گرفته است (۱۹-۱۶). تحقیقات گذشته نشان داده است که تمرینات در آب برای کسانی که ظرفیت کار بدنی کمی دارند یا ناهنجاری‌های خاصی دارند فواید ویژه‌ای دارد. ماهر و همکاران در تحقیقی تأثیر تمرینات در آب را بر در مان بیماری مؤثر دانسته‌اند (۲۰). از جمله اثرات آب می‌توان به اثر فیزیکی (حفظ و ارتقای آمادگی جسمانی، افزایش قابلیت جسمانی)، اثر روانی (کاهش استرس، احساس آرامش) و اثر درمانی (درمان نارسایی و ضعف جسمانی) اشاره کرد (۲۱). همچنین تحقیقات نشان داده است که تمرین در آب باعث افزایش انعطاف‌پذیری عضلات می‌شود (۲۱). این روش تقریباً کم‌هزینه، مقرون‌به‌صرفه، و بدون هرگونه عوارض جانبی است. علاوه بر تمرین در آب، تراباند (باند الاستیک) یکی دیگر از روش‌های اصلاحی مورد استفاده محققان می‌باشد. که می‌تواند اثربخشی مؤثری بر پای پرونیته افراد داشته باشد (۲۲). تمرین با تراباند به‌عنوان ابزاری بی‌خطر ثبت شده است و راهبردی مؤثر برای افزایش بهبود سیستم عصبی عضلانی، بهبود قدرت عضلانی، ثبات پاسچرال و افزایش توانایی انجام وظایف عملکردی در افراد می‌باشد (۲۳). تراباند برای افزایش قدرت، تحرک و عملکرد، و همچنین کاهش درد مفصل (درجه ۱، ۲ و ۳) در ناهنجاری‌های مختلف از جمله پای

مدت ۵ دقیقه برای تمامی آزمودنی‌ها اعمال شد (۴۱). برای مشخص کردن ارتفاع قوس طولی داخلی کف پای آزمودنی‌ها از شاخص افتادگی استخوان ناوی با استفاده از روش تو صیفی انجام گرفت. با استفاده از دو صفحه نیرو Kistler (Kistler AG, Winterthur, Switzerland) با ابعاد (۴۰۰×۶۰۰ میلی‌متر مربع) نیروهای عکس‌العمل زمین در جهت‌های عمودی (Fz)، قدامی-خلفی (Fy) و داخلی-خارجی (Fx) هنگام راه رفتن اندازه‌گیری شد. فرکانس نمونه‌برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز تعیین شد (۴۲). این دو صفحه نیرو در امتداد یکدیگر و با فاصله ۱ سانتی‌متر از هم در نیمه راه یک مسیر ۱۰ متری به‌گونه‌ای قرار رفته بودند که آزمودنی حداقل شش گام قبل از رسیدن به صفحه نیرو برمی‌داشت. لازم به ذکر است که قبل از شروع ثبت داده‌ها، ابتدا صفحه نیروها کالیبره شدند.

برای تنظیم قرارگیری پای آزمودنی‌ها بر روی صفحه نیرو طی راه رفتن، ۵ مرتبه عمل راه رفتن به‌طور آزمایشی توسط هر آزمودنی‌ها انجام گرفت. پس از آن ۵ تکرار قابل قبول انجام شد و میانگین پنج 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 نسخه ۲۰۱۶ از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد. نرمال بودن داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک تأیید شد. از آزمون آنالیز واریانس چند متغیره استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ < P و با استفاده از نرم‌افزار (SPSS) نسخه ۲۳ انجام پذیرفت. اندازه اثر از رابطه زیر محاسبه گردید (۴۳).

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

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

رابطه (۱)

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

An = دامنه 0=ω فرکانس پایه = n ضرب هارمونیک nΘ = زاویه فازی

برای ارزیابی محتوای فرکانس نیروی، شاخص‌های زیر محاسبه

مطالعات مختلف بیان نموده‌اند که بهبود مؤلفه‌های فرکانس نیرو، بهترین راه جلوگیری از آسیب‌های حرکتی طی راه رفتن می‌باشد (۳۵).

علازم اهمیت بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین، اثر تمرینات در آب و تراباند بر روی مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن تاکنون به لحاظ علمی مورد بررسی قرار نگرفته است. بنابراین، هدف این مطالعه بررسی تأثیر تمرینات در آب و تراباند بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای پای پرونیته طی راه رفتن می‌باشد.

مواد و روش کار

پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی بود. برای تعیین حداقل حجم نمونه از نرم‌افزار G*Power3.1 استفاده شد که این نرم‌افزار نشان داد در سطح معنی‌داری ۰/۰۵، اندازه اثر ۰/۸ و توان آماری برابر ۰/۸، حداقل تعداد نمونه برابر ۱۵ نفر در هر گروه می‌باشد (۳۸). نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۴۵ دانشجوی پسر دانشگاه محقق اردبیلی با دامنه سنی ۲۵-۱۸ سال بودند که به‌طور هدفمند و داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. آزمودنی‌ها به‌طور تصادفی در سه گروه تمرینات در آب، تمرین با تراباند و کنترل قرار گرفتند بدین صورت که نام تمامی آزمودنی‌ها داخل کیسه انداخته و به‌صورت تصادفی نام آنان را خارج کرده و در گروه‌های مختلف قرار دادیم. میانگین سن آزمودنی‌ها ۲۳±۰/۳۳ سال، میانگین قد ۱۸۲±۰/۰۶ متر، و میانگین وزن ۸۰/۶±۱/۱۰ کیلوگرم بود. همچنین پای راست طی آزمون شوت فوتبال به‌عنوان پای برتر تمامی آزمودنی‌ها مشخص گردید (۳۹). شرایط ورود به پژوهش شامل: انتخاب آزمودنی‌ها بر اساس میزان افت استخوان ناوی که از ۱۰ میلی‌متر تجاوز کند، شاخص پاسجر پا ۱۰ میلی‌متر بیشتر باشد و پر کردن فرم رضایت‌نامه بود. همه آزمودنی‌ها دارای پرونیته یا بودند. شرایط خروج آزمودنی‌ها از پژوهش شامل سابقه جراحی، سابقه آسیب در اندام تحتانی بدن، ناهنجاری در قسمت تنه و عدم تمایل به همکاری بود. همچنین در کلیه مراحل پژوهش، اخلاق پژوهشی رعایت شد و از آزمودنی‌ها رضایت‌نامه حضور در پژوهش اخذ شد (۴۰). همچنین این مطالعه دارای کد اخلاق به شماره IR.UMA.REC.1400.044 و کد کارآزمایی بالینی IRCT20190302042881N3 با شماره ۶۱۵۶۶ بود.

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 شدید ورزشی نداشته باشند تا اثر خستگی که ممکن است روی راه رفتن آزمودنی‌ها تأثیر بگذارد به حداقل برسد. برنامه گرم کردن به مدت ۱۵ دقیقه و برنامه سرد کردن به

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

می‌شوند (۳۳، ۳۶).

رابطه (۲)

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

p = توان محاسبه شده، f_{max} = حداکثر فرکانس سیگنال، میانه فرکانس نیرو، میانه فرکانس در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد.

رابطه (۳)

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

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

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

رابطه (۴)

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

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

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود. که بر طبق روش اشنایدر، تعداد هارمونی‌های ضروری n_e برای بازسازی سطح ۹۵٪ داده‌ها به‌عنوان تعدادی از هارمونی‌ها که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونی‌ها در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شد (۴۴).

رابطه (۵)

پروتکل تمرینی گروه تمرین در آب و تراباند:

جلسه تمرینی در آب بر اساس دستورالعمل تجویز ورزشی کالج آمریکایی طب ورزش (ACSM)، شامل ۳ بخش گرم کردن، سرد کردن و برنامه اصلی بود. همچنین در هر مرحله تعداد تکرار و زمان انجام فعالیت حرکات به‌صورت پیش‌رونده افزایش یافت یعنی به عبارتی از اصل اضافه بار پیروی کرد (۴۵). بر اساس رعایت قوانین تطابق فیزیولوژیکی، حرکاتی مانند راه رفتن به جلو و عقب و گام برداشتن به پهلو به مدت ۱۰ تا ۱۵ دقیقه جهت گرم کردن آزمودنی‌ها و در ادامه حدود ۳۰ دقیقه تمرینات اصلی و در پایان تمرینات به مدت ۵ دقیقه جهت سرد کردن آزمودنی‌ها اعمال شد (۴۶). جهت انجام تمرینات گروه مورد نظر به دلیل وضعیت خطرناک کروناوی، با رعایت اصول بهداشتی حوضچه‌ایی به عمق ۹۸ سانتی‌متر تهیه شد. لازم به ذکر است دمای آب حوضچه برای آزمودنی‌ها ۲۹ درجه سانتی‌گراد و با $PH=7.6$ اعمال شد. همچنین مدت‌زمان انجام حرکات زمانی در هر نوبت معادل ۳۰ ثانیه، و برای حرکات تعدادی، تعداد ۱۲-۸ حرکت بسته به آمادگی آزمودنی‌ها در ۳ نوبت طراحی شد (۴۶).

تراباند از مقاومت پایین تا مقاومت بالا از رنگ روشن تا تیره تغییر می‌کند (۴۷). به دلیل عدم توانایی آزمودنی‌ها در انجام حرکت، تراباند با رنگ زرد به‌عنوان تراباند تمرینی انتخاب شد. تعداد تکرار اعمال شده برای هر نوبت معادل ۱۴ تکرار بود (۴۸). گروه تراباند پس از آشنایی با روش تمرین، برنامه گرم کردن عمومی به مدت ۱۵ دقیقه، تمرینات اختصاصی به مدت ۴۰ تا ۴۵ دقیقه، و برنامه سرد کردن شامل ۵ دقیقه را لحاظ کردند. طی ارائه تمرینات به آزمودنی‌ها اصل اضافه بار برای آزمودنی‌ها اعمال شد (۴۸). به علاوه حجم تمرین با افزایش تعداد ست‌ها از یک به دو نیز افزایش یافت (۴۹). تعداد ست برای گروه تراباند ۳ ست با تعداد تکرار ۱۴ و زمان استراحت بین ست‌ها ۹۰ ثانیه اعمال شد. مدت‌زمان کشش اعمال شده برای حرکات تمرینی مورد نظر ۳۰ ثانیه بود (۴۹).

جدول (۱): پروتکل تمرینی گروه تمرین در آب و تراباند

تمرین در آب	تراباند
راه رفتن به جلو و عقب (۳۰ ثانیه×۳)	اسکات صندلی (۳×۱۴)
راه رفتن با زانو صاف (۳۰ ثانیه×۳)	بلندکرد ساق پا (۳×۱۴)
راه رفتن روی پنجه و پاشنه (۳۰ ثانیه×۳)	اکستنشن هیپ
بالا رفتن از پله در آب (۳×۱۰)	فلکشن هیپ

دورسی فلکشن مچ پا	بالا رفتن جانبی از پله در آب (۳×۱۰)
اکستنشن زانو	اسکات و اسکات تک پا (۳×۱۰)
دور کردن ران	حرکت قیچی و پای کرال سینه (۳×۱۰)
نزدیک کردن ران	گام به پهلو (۳×۱۰)
فلکشن ران نشسته	در جا زدن در آب با زانو بلند (۳×۱۰)
	پروانه (۳×۱۰)
	فلکشن ران (۳×۱۰)



شکل (۱): نمونه‌ایی از تمرینات گروه تراباند و تمرین در آب

یافته‌ها

حاکمی از آن است که هیچ‌گونه اختلاف معناداری بین پس‌آزمون و پیش‌آزمون گروه کنترل در طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی وجود نداشت ($P > 0/05$). بر اساس آزمون تی زوجی، اثر تعاملی زمان-گروه بر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی به اندازه‌ی ۲۲/۱۹ درصد کاهش داشت ($P = 0/049$). همچنین در راستای عمودی اثر عامل زمان بر فرکانس میانه طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون معنادار بود ($P = 0/044$).

سایر مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستای داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی تفاوت معناداری از مرحله‌ی پیش‌آزمون تا پس‌آزمون (اثر آنی) نشان نداد ($P > 0/05$).

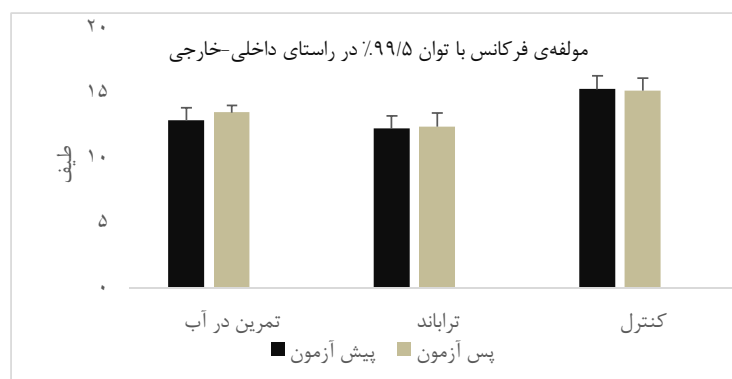
نتایج پژوهش حاضر نشان داد که متغیرهای طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستای مختلف (داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی)، طی پیش‌آزمون گروه تجربی (تمرین در آب و تراباند) و گروه کنترل تفاوت معناداری وجود ندارد ($P > 0/05$). همچنین نتایج پژوهش حاضر حاکمی از آن است که مؤلفه‌ی فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای داخلی-خارجی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معناداری برای عامل گروه نشان داد ($P = 0/001$). نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای داخلی-خارجی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معناداری به ترتیب برای گروه‌های تمرین در آب، و تراباند برابر با ($P = 0/004$; $P = 0/001$) بود. نتایج پژوهش

جدول (۲): میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سه بعد.

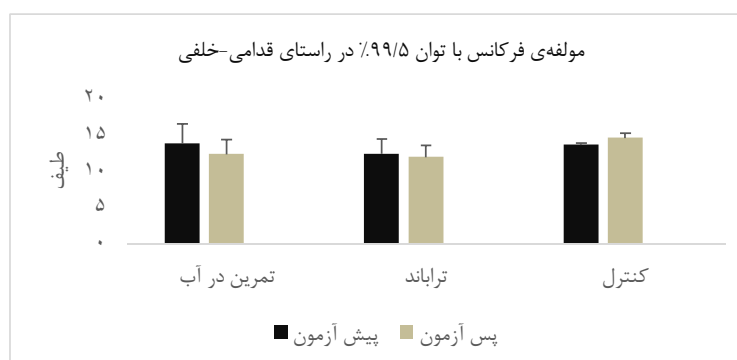
متغیر	تمرین در آب		تراباند		کنترل		سطح معنی‌داری	
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	اثر عامل	اثر تعاملی
توان ۹۹/۵	۱۲/۹۲	۱۳/۵۵	۱۲/۳	۱۲/۴۷	۱۵/۳۵	۱۵/۲۴	۰/۰۷۶	زمان×گروه
فرکانس	±۰/۰۱	±۰/۰۲	±۰/۱۲	±۰/۱۱	±۰/۰۵		×۰/۰۰۱	
میانه	۲/۱۴	۲/۱۶	۲/۴۸	۲/۵۰	۲/۸۵	۲/۸۴ ±۰/۰۶	۰/۰۷۲	۰/۰۸۰

										راستی قدامی-خلفی
				±۰/۰۵	±۰/۰۱	±۰/۰۱	±۰/۱۱	±۰/۱۱		فرکانس باند
۰/۵۶۰	۰/۴۹۰	۰/۳۵۷	۱/۳۴ ±۰/۰۵	۱/۳۴	۱/۲۲	۱/۱۹	۱/۳۹	۱/۳۷		تعداد
			±۰/۳۵	±۰/۳۵	±۰/۹۶	±۰/۹۶	±۱/۳۳	±۱/۲۹		هارمون
۰/۸۸۳	۰/۰۷۰	۰/۴۹۶	۲۱/۲۹	۲۱/۶۲	۲۰/۱۵	۲۰/۱۳	۲۲/۱۶	۲۲/۱۰		ضروری
			±۰/۶۵	±۰/۲۳	±۱/۶۰	±۲/۰۲	±۱/۹۹	±۲/۶۹		توان
× ۰/۰۴۹	۰/۳۵۹	۰/۰۹۶	۱۴/۵۹	۱۳/۶۱	۱۱/۹۴	۱۲/۳۹	۱۲/۳۳	۱۲/۷۸	۹۹/۵	فرکانس
			±۰/۰۵	±۰/۲۱	±۰/۱۲	±۰/۰۱	±۰/۰۱	±۰/۰۱		میان
۰/۳۰۲	۰/۲۱۵	۰/۲۱۲	۳/۰۸ ±۰/۰۵	۲/۹۷	۳/۶۹	۲/۶۰	۳/۳۵	۲/۲۶		فرکانس باند
			±۰/۰۵	±۰/۰۱	±۰/۰۱	±۰/۱۱	±۰/۱۱	±۰/۱۱		تعداد
۰/۴۱۰	۰/۴۵۳	۰/۳۶۲	۱/۳۵ ±۰/۰۵	۱/۳۴	۱/۳۰	۱/۲۵	۱/۴۸	۱/۴۳		هارمون
			±۰/۳۱	±۰/۳۱	±۰/۱۹	±۰/۱۹	±۰/۱۲	±۰/۱۲		ضروری
۰/۳۵۲	۰/۴۲۳	۰/۳۵۷	۲۷/۴۳	۲۷/۴	۲۷/۷۲	۲۷/۵۸	۲۷/۸۶	۲۷/۷۲		توان
			±۰/۱۶	±۰/۱۶	±۱/۴۳	±۱/۴۳	±۱/۲۳	±۱/۲۳		فرکانس
۰/۳۲۴	۰/۳۲۷	۰/۰۹۸	۱۰/۵۴	۱۰/۳۳	۱۰/۱۳	۱۰/۸۵	۹/۰۰	۹/۷۲	۹۹/۵	میان
		۰/۰۴۴	±۰/۰۰	±۰/۰۰	±۰/۰۴	±۰/۰۰	±۰/۰۳	±۰/۰۰		فرکانس
۰/۷۲۲	۰/۴۱۸	×	۲/۰۰	۲/۰۰	۱/۸۶	۲/۰۰	۱/۸۳	۲/۰۰		میان
			±۰/۰۰	±۰/۰۰	±۰/۰۰	±۰/۰۴	±۰/۰۰	±۰/۰۳		فرکانس باند
۰/۳۱۱	۰/۱۲۱	۰/۳۵۰	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰	۰/۸۶	۱/۰۰	۰/۸۳		تعداد
			±۰/۲۵	±۰/۲۵	±۰/۲۳	±۰/۲۳	±۰/۴۰	±۰/۴۰		هارمون
۰/۵۶۵	۰/۱۲۳	۰/۲۳۶	۱۹/۵۳	۱۹/۵۳	۲۱/۰۵	۲۰/۸۷	۲۰/۱۶	۱۹/۹۸		ضروری
			± ۱/۳۶	± ۰/۲۴	± ۱/۸۱	± ۱/۵۷	± ۱/۱۱	± ۰/۶۲		توان
۰/۳۱۰	۰/۱۴۹	۰/۷۵۱	۷/۳۹	۶/۹۸	۷/۷۳	۷/۲۳	۷/۵۰	۷/۱۴	۹۹/۵	فرکانس
			± ۰/۰۰	± ۰/۰۰	± ۰/۰۰	± ۰/۰۰	± ۰/۰۴	± ۰/۰۰		میان
۰/۷۹۱	۰/۳۵۲	۰/۶۴۹	۲/۰۰	۲/۰۰	۲/۰۰	۲/۰۰	۱/۸۷	۲/۰۰		فرکانس
			± ۰/۰۰	± ۰/۰۲	± ۰/۰۹	± ۰/۰۰	± ۰/۰۰	± ۰/۰۰		فرکانس باند
۰/۴۹۹	۰/۷۶۲	۰/۸۵۴	۱/۰۰	۱/۲۲	۱/۱۶	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰		تعداد
			± ۴/۸۱	± ۵/۳۷	± ۵/۶۳	± ۳/۹۴	± ۴/۱۳	± ۵/۶۴		هارمون
۰/۳۲۶	۰/۶۲۸	۰/۵۶۴	۱۲/۸۳	۱۲/۲۶	۱۰/۹۴	۱۲/۲۹	۱۱/۰۶	۱۲/۴۶		ضروری

* سطح معنی داری P < ۰/۰۵



نمودار (۱): مقایسه پیش‌آزمون-پس‌آزمون مؤلفه‌ی فرکانس با توان ۹۹/۵٪ در راستای داخلی-خارجی



نمودار (۲): مقایسه پیش‌آزمون-پس‌آزمون مؤلفه‌ی فرکانس با توان ۹۹/۵٪ در راستای قدامی-خلفی

بحث و نتیجه‌گیری

فهم و درک ارتباط مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین و میزان نیرو اعمال شده در افراد دارای پای پرونیته طی راه رفتن به این دلیل مهم است که می‌تواند تأثیر احتمالی اختلالات آناتومیکی را بر عملکرد عصبی-عضلانی و بیومکانیکی اندام تحتانی را مورد بررسی قرار دهد. لذا هدف از پژوهش حاضر بررسی تمرینات در آب و تراباند بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای پای پرونیته طی راه رفتن بود.

آزمون تی‌زوجی نشان داد، اثر تعاملی زمان-گروه بر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی به اندازه‌ی ۲۲/۱۹ درصد کاهش داشت. همچنین نتایج نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای داخلی-خارجی طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معناداری به ترتیب برای گروه‌های تمرین در آب و تراباند داشت. نتایج تحقیقات گذشته حاکی از آن است که نیروهای

وارد در راستای قدامی-خلفی در افراد دارای عارضه پای پرونیته در هنگام راه رفتن بالا است (۵۰). به علاوه گزارش شده است که اعمال نیروهای شدید در مرحله‌ی تماس پاشنه با سطح زمین در حین راه رفتن در افراد دارای پای پرونیته اتفاق می‌افتد، که معمولاً با گذشت زمان موجب آسیب می‌شود (۵۱). کاهش محتوای فرکانسی مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نشان‌دهنده نوسان کمتر در حرکت می‌باشد (۳۳، ۵۲). نتایج حاکی از آن است که در افراد دارای پرونیته پا به دلیل افت استخوان ناوی و متعاقب آن نزدیک شدن استخوان ناوی به سطح زمین این افراد به دلیل اختلال در جذب و تعدیل نیرو با مشکلاتی همچون درد در نواحی زانو و مچ پا روبه‌رو هستند. در صورت بروز این اختلالات به مرور شاهد بر هم خوردن تعادل افراد دارای پرونیته پا در حین فعالیت خواهیم بود. کاهش تعادل یا به عبارتی افزایش نوسانات در این افراد می‌تواند زمینه‌ساز تغییرات فعالیت الکتریکی عضلات، افزایش فشارهای کف پای و در نهایت منجر به بروز آسیب خواهد شد (۱۵). کاهش نوسان می‌تواند نشان‌دهنده کنترل پاسچری بهتر در راستای عمودی باشد. تحقیقات

میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین با اجزای نوسانی در سیستم عصبی حرکتی همراه است که به‌عنوان مؤلفه‌ی اعمال کننده‌ی نیرو به زمین در طول راه رفتن و دویدن بیان می‌شود. در تحقیق مگگارس فرکانس میانه در محتوای فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در افراد دارای بیماری شریان محیطی در مقایسه با افراد سالم کمتر نشان داده شد (۳۶). نتایج پژوهش حاضر با سایر پژوهش‌های هم‌راستا بود (۵۷-۵۴). تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس در بیماران عروق محیطی، پدیده‌های فراوانی ناشی از درد در این محتوای فرکانس افراد دارای بیماری مولتیپل اسکلروزیس در مقایسه با افراد سالم، به‌طور معناداری کاهش داشته است. این تفاوت می‌تواند به این دلیل باشد که افراد مبتلا به این بیماری برای حفظ تعادل خود، کنترل بیشتری نسبت به حرکت خود دارند (۳۳). با توجه به مقادیر طیف فرکانس پایین‌تر پس از پروتکل تمرینی گروه تمرین در آب و تراباند، به نظر می‌رسد این مداخلات می‌تواند برای حفظ تعادل پاسجر کنترل در افراد دارای پای پرونیته در حسن راه رفتن کمک‌کننده باشد.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از جمله آن‌ها می‌توان به این موارد اشاره نمود: پژوهش تنها در رده سنی معینی مورد بررسی قرار گرفت، بررسی فعالیت الکتریکی عضلات با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی برای بررسی‌های بیشتر توصیه می‌شود. همچنین بررسی طولانی‌مدت اثر تمرینات در آب و تراباند طی راه رفتن برای مطالعات آینده پیشنهاد می‌شود. با توجه به نتایج به‌دست‌آمده از پژوهش فوق می‌توان چنین گفت که تمرین در آب و تراباند احتمالاً بتواند برای بهبود تعادل و کاهش نوسانات راه رفتن در افراد دارای پای پرونیته مفید باشد.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه آقای ابراهیم پیری بود. لذا از تمامی افراد شرکت‌کننده در این پژوهش کمال تشکر و قدردانی را داریم.

گذشته بیان نموده‌اند افزایش محتوای فرکانسی، باعث ناپایداری و لغزش در الگوی حرکتی می‌گردد (۳۳، ۵۲). بر این اساس نتایج پژوهش حاضر نشان داد اثر تعاملی زمان و گروه برای مؤلفه‌ی فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین اختلاف معنی‌دار بود. لازم به ذکر است که کاهش فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین در گروه تراباند (۲۲ درصد) و تمرین در آب (۱۸ درصد) بود. پایین بودن این شاخص در افراد دارای پای پرونیته می‌تواند به دلیل سرعت کمتر این افراد در حین راه رفتن باشد (۵۳). در همین راستا استرجیو و همکاران گزارش کرده‌اند که کاهش میزان محتوای فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی ممکن است به دلیل تفاوت در سرعت راه رفتن باشد (۵۳). به علاوه لازم به ذکر است که کاهش فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای داخلی-خارجی نشان از کاهش نوسانات در این راستا بوده و می‌تواند منجر به بهبود تعادل در این راستا در افراد دارای پای پرونیته شود. با توجه به نتایج می‌تواند گفت احتمالاً تمرین در آب و تراباند بتواند در کاهش فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد و افزایش تعادل مفید باشد. همچنین بررسی این شاخص‌ها در بلندمدت می‌تواند مؤثرتر واقع گردد.

همچنین نتایج نشان داد، که در راستای عمودی اثر عامل زمان برای میانه فرکانس طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون معنادار بود. نتایج حاصل از تحقیقات گذشته حاکی از آن است که کاهش محتوای فرکانسی در راستای عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نشان‌دهنده نوسان کمتر در حین راه رفتن است، به عبارتی کاهش نوسان نشان‌دهنده کنترل پاسجری بهتر در راستای عمودی می‌باشد (۳۳، ۵۲). تجزیه و تحلیل فرکانس حرکاتی تعیین‌کننده دامنه فرکانس‌های مربوط به تمامی اجزای سیستم عصبی حرکتی، استخوان‌ها، عضلات، اعصاب و بافت همبند است و با یکدیگر برای تولید حرکت هماهنگی دارند (۳۶). پهنای باند پایین نشان‌دهنده این است که یک یا چند مورد، نوسان حرکت عمودی را محدود می‌کند (۳۶). در پژوهش‌های گذشته بیان شده است که مؤلفه‌ی

References:

- Lee I, Buchner DM. The importance of walking to public health. *Med Sci Sports Exerc* 2008;40(7):S512. DOI: 10.1249/MSS.0b013e31817c65d0
- Koreili Z, Fatahi A, Azarbayjani MA, Sharifnezhad A. Comparison of Static Balance performance and plantar selected parameters in dominant and non-dominant leg Active Female Adolescents with ankle pro-nation. *Sci J Rehab Med* 2021. DOI: 10.22037/JRM.2021.116152.2878
- Lee MS, Vanore JV, Thomas JL, Catanzariti AR, Kogler G, Kravitz SR, et al. Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *J Foot Ankle Surg* 2005;44(2):78-113. DOI:https://doi.org/10.1053/j.jfas.2004.12.001

4. Jafarnezhadgero A, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkoughian 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. DOI:https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223219
5. Mandysova P. Knowing the course of multiple sclerosis. *Nursing* 1998;28(10):HN12.
6. Valizade OA, Siahkoohian M, Jafarnezhadgero AA, Bolboli L, Ghorbanlou F. Investigating the Effects of Long-Term Use of Motion Control Shoes on the Frequency Spectrum of Ground Reaction Force during Running in the Runners with Pronated Feet. *Sci J Rehab Med* 2020. DOI:10.22037/JRM.2019.111504.2040
7. Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Posture* 2002;15(3):282-91. DOI:https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00151-5
8. Koreili Z, Fatahi A, Azarbayjani MA, Sharifnezhad A. Comparison of Static Balance performance and plantar selected parameters in dominant and non-dominant leg Active Female Adolescents with ankle pro-nation. *J Rehabil Med* 2021. DOI: 10.22037/JRM.2021.116152.2878
9. Morasiewicz P, Urbański W, Kulej M, Dragan SŁ, Dragan SF, Pawik Ł. Balance and lower limb loads distribution after Ilizarov corticotomy. *Injury* 2018;49(4):860-5. DOI:https://doi.org/10.1016/j.injury.2018.03.016
10. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res.* 2009;2(1):1-9. DOI:10.1186/1757-1146-2-35
11. Williams Iii DS, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech.* 2001;16(4):341-7. DOI:https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00005-5
12. Chen J-P, Chung M-J, Wang M-J. Flatfoot prevalence and foot dimensions of 5- to 13-year-old children in Taiwan. *Foot Ankle Int* 2009;30(4):326-32. DOI:https://doi.org/10.3113/FAI.2009.0326
13. Dahle LK, Mueller M, Delitto A, Diamond JE. Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *J Orthop Sports Phys Ther* 1991;14(2):70-4. DOI:https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1991.14.2.70
14. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *J Athl Train* 2005;40(1):41.
15. Baumfeld D, Baumfeld T, da Rocha RL, Macedo B, Raduan F, Zambelli R, et al. Reliability of baropodometry on the evaluation of plantar load distribution: a transversal study. *Biomed Res Int* 2017;2017. https://doi.org/10.1155/2017/5925137
16. Jafarnezhadgero A, Alavi Mehr S. The Effect of Thera-Band Resistance Training on the Electromyography Frequency Spectrum of Trunk and Lower Limb Muscles in Low Back Pain Patients with Pronated Feet During Walking: A Clinical Trial. *J Rafsanjan Univ Med Sci* 2019;18(5):427-40. DOI: 20.1001.1.17353165.1398.18.5.2.6
17. Ziaei M, Esmacili H, Mirshkar M. Effect of Plyometric and Theraband Tainings on Ankle Proprioception and Strength in Adolescent Soccer Players. *J Paramed Sci* 2020;9(2):16-29. DOI: 10.22038/JPSR.2020.39048.1923
18. Aghakeshizade F, Saghari M, Shojaeddin SS. The Effect of Thera-Band Resistive Exercises on Pain, Dynamic Balance, and Function of Amateur Teenage Basketball Players. *Anesth Pain Med* 2020;11(1):14-24.

19. Khodabakhshi M, Ashoori H. The Effect of 6 weeks of strength exercise with Traband on some of the variables anaerobic power in young basketball players. *Res Sports Med* 2015;13(10):47-57. DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.13.10.47
20. Maher CG. Effective physical treatment for chronic low back pain. *Orthop Clin* 2004;35(1):57-64. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0030-5898\(03\)00088-9](https://doi.org/10.1016/S0030-5898(03)00088-9)
21. Shourabi P, Bagheri R, Ashtary-Larky D, Wong A, Motevalli MS, Hedayati A, et al. Effects of hydrotherapy with massage on serum nerve growth factor concentrations and balance in middle aged diabetic neuropathy patients. *Complement Ther Clin Pract* 2020;39:101141. DOI: 10.1016/j.ctcp.2020.101141
22. Stensdotter A-K, Hodges P, Mellor R, Sundelin G, Häger-Ross C. Quadriceps activation in closed and in open kinetic chain exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35(12):2043-7. DOI: 10.1249/01.MSS.0000099107.03704.AE
23. Ciolac E, Garcez-Leme L, Greve J. Resistance exercise intensity progression in older men. *Int J Sports Med* 2010;31(06):433-8. DOI: 10.1055/s-0030-1249087
24. Haq SA, Davatchi F. Osteoarthritis of the knees in the COPCORD world. *Int J Rheum* 2011;14(2):122-9. DOI: 10.1111/j.1756-185X.2011.01615.x
25. Hamill J, McNiven SL. Reliability of selected ground reaction force parameters during walking. *Hum Mov Sci* 1990;9(2):117-31. DOI: [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(90\)90023-7](https://doi.org/10.1016/0167-9457(90)90023-7)
26. Jafarnezhadgero AA, Pourrahimghorghchi 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. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2021.09.167
27. Stergiou N. Innovative analyses of human movement: *J Hum Kinet*;2004.
28. Crowe A, Schiereck P, De Boer R, Keessen W. Characterization of human gait by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. *IEEE. Trans Biomed Eng* 1995;42(3):293-303. DOI: 10.1109/10.364516
29. Giakas G, Baltzopoulos V. Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives. *J Biomech* 1997;30(8):851-5. DOI: 10.1016/s0021-9290(97)00043-2
30. Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield PH, Dorgan JC, Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine* 1996;21(19):2235-42. DOI: 10.1097/00007632-199610010-00011
31. Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *J Biomech* 2002;17(8):615-7. DOI: 10.1016/s0268-0033(02)00072-4
32. White R, Agouris I, Selbie R, Kirkpatrick M. The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait. *J Biomech* 1999;14(3):185-92. DOI: 10.1016/s0268-0033(99)80003-5
33. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. *J Biomech* 2011;26(2):207-12. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2010.09.021
34. 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. DOI: 10.1016/j.jbmt.2016.12.009
35. Nigg BM. Biomechanics of sport shoes: University of Calgary; 2010.
36. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. *J Biomech* 2012;27(10):1058-63. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2012.08.004
37. Giakas G. Power spectrum analysis and filtering. *Innovative Analyses of Human Movement*, Champaign, IL: J Hum Kinet 2004.
38. 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. DOI: 10.1016/j.math.2006.11.002
39. Jafarnehadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. *Gait Posture* 2017;53:236-40. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.02.006
40. 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. DOI: 10.2519/jospt.1993.18.4.553
41. 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* 2007;89(12):2723-31. DOI: 10.2106/JBJS.F.01016
42. Jafarnehadgero 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. *J Adv Sport Tech* 2017;1(1):22-9.
43. Cohen J, editor *Quantitative methods in psychology: A power primer*. *Psychol Bull* 1992;112:1155-9. DOI: 10.1037//0033-2909.112.1.155
44. 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. DOI: 10.1016/0021-9290(83)90109-4
45. Nakagawa TH, Muniz TB, Baldon RdM, Dias Maciel C, de Menezes Reiff RB, Serrão FV. The effect of additional strengthening of hip abductor and lateral rotator muscles in patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled pilot study. *Clin Rehabil* 2008;22(12):1051-60. DOI: 10.1177/0269215508095357
46. Bálint GP, Buchanan WW, Ádám A, Ratkó I, Poór L, Bálint PV, et al. The effect of the thermal mineral water of Nagybaracska on patients with knee joint osteoarthritis—a double blind study. *Clin. Rheumatol* 2007;26(6):890-4. DOI: 10.1007/s10067-006-0420-1
47. Andersen LL, Andersen CH, Mortensen OS, Poulsen OM, Bjørnlund IBT, Zebis MK. Muscle activation and perceived loading during rehabilitation exercises: comparison of dumbbells and elastic resistance. *Phys Ther* 2010;90(4):538-49. DOI: 10.2522/ptj.20090167
48. Topp R, Woolley S, Hornyak III J, Khuder S, Kahaleh B. The effect of dynamic versus isometric resistance training on pain and functioning among adults with osteoarthritis of the knee. *Arch Phys Med* 2002;83(9):1187-95. DOI: 10.1053/apmr.2002.33988
49. Mousavi A, Arabmomeni A. The Effects of Three Comprehensive Corrective Exercise Protocols on the Correction of Flexible Flat Foot in Boy Students with Overweight. *J Ardabil Univ Med Sci* 2021;21(2):157-70.
50. Zifchock R, Parker R, Wan W, Neary M, Song J, Hillstrom H. The relationship between foot arch flexibility and medial-lateral ground reaction force

- distribution. *Gait Posture* 2019;69:46-9. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2019.01.012
51. Khodadadeh S, Welton EA. Gait studies of patients with flat feet. *Foot* 1993;3(4):189-93. DOI: [https://doi.org/10.1016/0958-2592\(93\)90007-P](https://doi.org/10.1016/0958-2592(93)90007-P)
52. White LJ, Dressendorfer RH. Exercise and multiple sclerosis. *Sports Med* 2004;34(15):1077-100. DOI: 10.2165/00007256-200434150-00005
53. Simmonds MJ, Lee CE, Etnyre BR, Morris GS. The influence of pain distribution on walking velocity and horizontal ground reaction forces in patients with low back pain. *Pub Details* 2012;2012. DOI: 10.1155/2012/214980
54. Celis R, Pipinos II, Scott-Pandorf MM, Myers SA, Stergiou N, Johanning JM. Peripheral arterial disease affects kinematics during walking. *Vasc Surg* 2009;49(1):127-32. DOI: 10.1016/j.jvs.2008.08.013
55. Chen S-J, Pipinos I, Johanning J, Radovic M, Huisinga JM, Myers SA, et al. Bilateral claudication results in alterations in the gait biomechanics at the hip and ankle joints. *J Biomech* 2008;41(11):2506-14. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.05.011
56. Koutakis P, Johanning JM, Haynatzki GR, Myers SA, Stergiou N, Longo GM, et al. Abnormal joint powers before and after the onset of claudication symptoms. *Vasc Surg* 2010;52(2):340-7. DOI: 10.1016/j.jvs.2010.03.005
57. Myers SA, Pipinos II, Johanning JM, Stergiou N. Gait variability of patients with intermittent claudication is similar before and after the onset of claudication pain. *Clin Biomech* 2011;26(7):729-34. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2011.03.005

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

Piri Ebrahimm¹, Farzizade Reza^{*2}, Barghamadi Mohsen³

Received: 26 October, 2022; Accepted: 21 February, 2023

Abstract

Background & Aims: The relationship between the frequency content of ground reaction forces in people with peroneitis while walking is one of the fields of interest for researchers. Therefore, the aim of the present study was to investigate the training protocol in water and the thera-band on the frequency spectrum of ground reaction forces in people with pronate during walking.

Materials & Methods: The present study was a clinical trial study that was conducted in a semi-experimental and laboratory manner. The statistical sample of the present study included 45 students of Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran, who had pronate and were selected purposefully and were placed randomly and equally in the three groups of thera-band, exercise in water, and control. Multivariate analysis of variance test was used to compare between groups. The significance level was considered as ($P < 0.05$).

Results: The results indicated that there was a significant increase in the frequency component with a power of 99.5% in the internal-external direction during the post-test compared to the pre-test ($P = 0.001$). The results of the follow-up test showed that the frequency with a power of 99.5% in the internal-external direction during the post-test compared to the pre-test increased significantly, for the groups of training in water, and the thera-band (P s equal to 0.004 and 0.001, respectively). Based on paired t-test, the interactive effect of time-group on frequency with 99.5% power of ground reaction force in the anterior-posterior direction decreased by %22.19 ($P = 0.049$). Also, in the vertical direction, the effect of the time factor on the mean frequency during the post-test was significant compared to the pre-test ($P = 0.044$).

Conclusion: According to the results from the above research, it can be said that training in water and thera-band may probably be useful for improving balance and reducing walking fluctuations in people with pronate.

Keywords: Frequency Domain, Gait, Ground Reaction Force, Hydrotherapy, Pronate Foot, Thera-Band

Address: Iran, Ardebil, University of Mohaghegh Ardabili, Faculty of Education Sciences and Psychology, Department of Physical Education and Sport Sciences

Tel: +989144527381

Email: r_farzizadeh@uma.ac.ir

SOURCE: STUD MED SCI 2022: 33(8): 633 ISSN: 2717-008X

Copyright © 2022 Studies in Medical Sciences

This is an open-access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, as long as the original work is properly cited.

¹M.Sc in Sport Physiology, Department of Sports Physiology, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

² Associate Professor of Sports Physiology, Department of Sports Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (Corresponding Author)

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