



تحقیقی

اثر پروتکل خستگی بر طیف فرکانس نیروی عکس العمل زمین طی دویدن در مردان دارای پای پرونیت با بازسازی آسیب رباط صلیبی قدامی: یک کارآزمایی بالینی

دکتر حامد شیخ علیزاده^۱، دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو^{۲*}دکتر عباس معمارباشی^۲، سارا ایمانی بروج^۳، دکتر افسانه انتشاری مقدم^۴

۱ دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ۲ استاد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ۳ دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ۴ دانشیار روماتولوژی، گروه داخلی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اردبیل، اردبیل، ایران.

چکیده

زمینه و هدف: پارگی رباط صلیبی قدامی از شایع‌ترین آسیب‌های ورزشی با پیامدهای قابل توجه بر عملکرد، بازگشت به ورزش و سلامت مفصل زانو است. این مطالعه به منظور تعیین اثر پروتکل خستگی بر طیف فرکانس نیروی عکس العمل زمین طی دویدن در مردان دارای پای پرونیت با بازسازی آسیب رباط صلیبی قدامی انجام شد.

روش بررسی: این کارآزمایی بالینی روی ۱۵ مرد دارای پای پرونیت با بازسازی آسیب رباط صلیبی قدامی و ۱۵ مرد سالم در دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد. عمل جراحی رباط صلیبی قدامی (اتوگرفت همسترینگ) به صورت یک طرفه در گروه مداخله ۴ تا ۸ ماه قبل از شروع مطالعه انجام شده بود. ابتدا آزمودنی‌ها در مسیر ۱۸ متری دویدند و در این حین با صفحه نیرو که در میانه مسیر قرار داشت؛ نیروی عکس العمل زمین ثبت شد. سپس پروتکل خستگی انجام شد و سپس مجدداً داده‌های نیروی عکس العمل زمین در حین دویدن ثبت گردید.

یافته‌ها: مقادیر تغییرات فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد مؤلفه داخلی-خارجی ($2/72 \pm 2/31$) و مؤلفه قدامی-خلفی ($2/35 \pm 1/11$) نیروی عکس العمل زمین در گروه مداخله بیشتر از گروه سالم (به ترتیب $1/24 \pm 2/96$ و $1/42 \pm 4/17$) تعیین شد ($P < 0/05$). نتایج درون‌گروهی مقادیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس العمل زمین در بعد خستگی گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی با پای پرونیت (به ترتیب $16/17 \pm 1/75$ و $12/00 \pm 1/98$) در مقایسه با قبل خستگی (به ترتیب $13/85 \pm 2/36$ و $10/16 \pm 2/26$) بیشتر بود ($P < 0/05$). نتیجه‌گیری: خستگی می‌تواند کنترل تعادل افراد را به‌خصوص در بازسازی رباط صلیبی قدامی تحت تأثیر قرار دهد. همچنین کاهش تعادل می‌تواند موجب کاهش سرعت دویدن آنان شود.

واژه‌های کلیدی: بازسازی رباط صلیبی قدامی، پرونیشن، پا، کیتیک، دویدن

* نویسنده مسؤول: دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو، پست الکترونیکی: amiralijafarnezhad@gmail.com

نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تلفن و نمابر ۰۴۵-۳۱۵۰۵۶۴۹

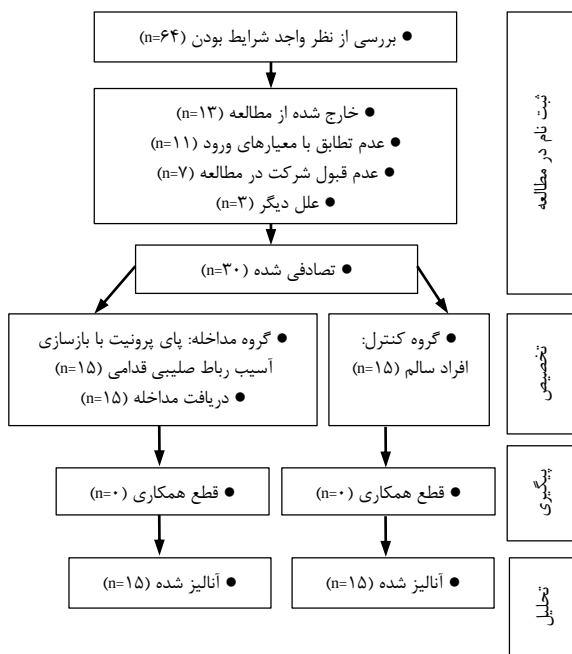
وصول	۱۴۰۴/۴/۲۸	اصلاح نهایی	۱۴۰۴/۸/۲۷	پذیرش	۱۴۰۴/۸/۲۸	انتشار	In Press
------	-----------	-------------	-----------	-------	-----------	--------	----------

مقدمه

قدامی قرار می‌گیرند.^۵ با وجود این، مطالعات بیان کرده‌اند اگرچه ۸۱ درصد از بیماران پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی به ورزش بازمی‌گردند؛ اما تنها حدود ۵۵ درصد قادر به بازگشت به سطح رقابتی ورزشی هستند. همچنین بیماران پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی در مقایسه با مدیریت غیرجراحی، در معرض خطر بیشتری برای بروز علائم استئوآرتریت زانو قرار دارند.^۶

از منظر پیشگیری و توانبخشی، شناسایی عوامل خطر بیومکانیکی مرتبط با آسیب ACL اهمیت زیادی دارد.^۷ بسیاری از آسیب‌های ACL بدون تماس مستقیم به زانو رخ می‌دهند و بیشتر به دلیل کنترل ناکافی پارامترهای بیومکانیکی اندام تحتانی ایجاد می‌شوند.^۸ برای

پارگی رباط صلیبی قدامی (ACL) زانو یکی از شایع‌ترین و جدی‌ترین آسیب‌های ورزشی است که از نظر پیامدهای فردی، تجربیات بیماران و هزینه‌های سلامت بار قابل توجهی را به جامعه تحمیل می‌کند.^۹ این آسیب بیشتر در ورزش‌هایی مانند فوتبال، بسکتبال و هندبال دیده می‌شود و اغلب با مکانیسم‌های غیرتماسی نظیر پرش-فرود یا حرکات چرخشی همراه است.^۳ مدیریت آسیب ACL به دو صورت جراحی همراه با توانبخشی یا غیرجراحی همراه با توانبخشی انجام می‌شود.^۴ گزارش‌ها نشان می‌دهند که طی سه سال پس از آسیب، حدود ۲۳ درصد بیماران تحت بازسازی رباط صلیبی



شکل ۱: نمودار کارآزمایی بالینی

معیارهای ورود به مطالعه شامل مردانی با محدوده سنی ۱۹ تا ۲۶ سال بودند که دارای آسیب رباط صلیبی قدامی تحت عمل جراحی رباط صلیبی قدامی (اتوگرفت همسترینگ) به صورت یکطرفه ۴ تا ۸ ماه قبل از مطالعه، داشتن دامنه حرکتی کامل در مفصل زانو، داشتن افتادگی ناوی بیشتر از ۱۰ میلی‌متر و توانایی راه رفتن و دویدن مستقل بودند. معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل افراد با آسیب‌های مینیسک و آرتروز، دارای درد زانو، دارای اختلال در اندام‌های تحتانی و سابقه ابتلا به آسیب‌های اسکلتی-عضلانی خصوصاً در ناحیه اندام تحتانی و استفاده از هرگونه بریس یا زانوبند بودند. معیار خروج از مطالعه شامل عدم تمایل به ادامه همکاری در طول دوره ارزیابی، وجود آسیب و یا اختلالاتی که ارزیابی آزمودنی‌ها را با مشکل مواجه می‌کرد و نیز مصرف دارو به تجویز پزشک بودند.

پای برتر آزمودنی‌ها توسط آزمون شوت توپ مشخص گردید.^{۲۲} تمام آزمودنی‌ها راست پا بودند. پس از توجیه آزمودنی‌ها و ذکر ملاحظات اخلاقی تحقیق و همچنین ذکر نکات و آموزش‌هایی که در روند انجام تحقیق و جمع‌آوری داده‌ها تداخلی ایجاد نمی‌کرد؛ از فرد خواسته شد که لباس ورزشی پوشیده و برای جلوگیری از آسیب، قبل از اجرای تست، گرم کردن اولیه را انجام دهد. سپس آزمودنی‌ها در مسیر ۱۸ متری ۵ مرتبه عمل دویدن را اجرا نمودند. در این حین نیروی عکس‌العمل زمین ثبت شد. سپس پروتکل خستگی انجام گشت و پس از آن مجدد داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین در حین دویدن ثبت شد. داده‌های کنتیکی با استفاده از فیلتر باترورث مرتبه چهار با برش فرکانسی ۲۰ هرتز هموار

اساس، اجرای برنامه‌های تمرینی برای بهبود کنترل عصبی-عضلانی و اصلاح الگوهای بیومکانیکی می‌تواند در کاهش خطر آسیب مؤثر باشد.^۸ در این میان، نقش بیومکانیک غیرطبیعی پا در پاتولوژی‌های زانو نیز اهمیت دارد. در هنگام تحمل وزن، پرونیشن بیش از حد پا اغلب با چرخش داخلی درشت‌نی همراه بوده و این تعامل می‌تواند فشارهای مضاعفی بر زانو ایجاد کند.^۹ با این حال، اطلاعات موجود درباره اثر برنامه‌های ورزشی بر اصلاح شرایط بیومکانیکی در افراد دارای پرونیشن بیش از حد محدود است.^{۱۱،۱۲}

نقص‌های عملکردی ماندگار در این بیماران نشان می‌دهد که بازتوانی متداول ممکن است برای بازگرداندن ورزشکاران به سطح قبل از آسیب کافی نباشد. این مسأله بر ضرورت به‌کارگیری برنامه‌های تمرینی هدفمند برای رفع نقایص باقیمانده پیش از بازگشت به ورزش تأکید دارد. شواهد نشان می‌دهند که مداخلات تمرینات عصبی-عضلانی می‌توانند عوامل خطر بیومکانیکی را اصلاح کرده، کنترل عصبی-عضلانی را بهبود بخشند و بروز آسیب مجدد ACL را کاهش دهند.^{۱۳،۱۴} علاوه بر این، مرورهای نظام‌مند و متاآنالیزهای اخیر، اثربخشی برنامه‌های تمرینی پیشگیری از آسیب ACL را به‌طور قوی تأیید کرده‌اند.^{۱۵،۱۶} به‌طوری که کاهش خطر ۵۲ درصد در زنان و ۸۵ درصد در مردان گزارش شده است.^{۱۶} مطالعات گذشته تأثیر خستگی بر مقادیر طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین را در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی بررسی کرده‌اند؛^{۱۷-۱۹} اما مطالعات گذشته به نوع گرفت و عوارض دیگری که در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی شایع است؛ اشاره نکرده‌اند. این مطالعه به منظور تعیین اثر پروتکل خستگی بر طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن در مردان دارای پای پرونیت با بازسازی آسیب رباط صلیبی قدامی انجام شد.

روش بررسی

این کارآزمایی بالینی روی ۱۵ مرد دارای پای پرونیت با بازسازی آسیب رباط صلیبی قدامی و ۱۵ مرد سالم در دانشگاه محقق اردبیلی طی سال ۱۴۰۳ انجام شد.

با استفاده از اطلاعات مربوط به مطالعه پیشین^{۲۰} و با استفاده از نرم‌افزار G*power، حجم نمونه آماری ۱۵ نفر در هر گروه برآورد شد تا اندازه اثر برابر ۰/۹۴، احتمال خطای نوع اول ۰/۰۵، احتمال خطای نوع دوم ۰/۲۰ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ برای متغیر فرکانس بتوان ۹۹/۵ درصد حاصل شود. بر همین اساس ۱۵ نفر با سابقه بازسازی رباط صلیبی قدامی که توسط پزشک بررسی و وارد تحقیق شدند^{۲۱} و ۱۵ نفر سالم به عنوان گروه سالم انتخاب شدند (شکل یک). آزمودنی‌ها فرم رضایت فردی شرکت در مطالعه را تکمیل کردند. همه شرکت‌کنندگان از نظر جسمی فعال بودند و حداقل سه جلسه در هفته به مدت ۴۰ دقیقه پیاده‌روی و یا دویدن داشتند.

جدول ۱: مقایسه میانگین و انحراف استاندارد مؤلفه طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در پیش‌آزمون گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی با پای پرونیت و گروه کنترل				
مؤلفه‌ها	متغیرها	گروه کنترل	گروه مداخله	P-value
داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۷/۳۲±۲/۴۸	۱۳/۸۵±۲/۳۶	۰/۰۰۱ *
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۴/۳۰±۳/۵۶	۱۴/۸۳±۲/۲۲	۰/۶۱۵
	میان‌فرکانس	۲/۰۴±۰/۱۰	۲/۱۱±۰/۱۳	۰/۱۰۳
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۴±۰/۱۰	۱/۱۱±۰/۱۳	۰/۱۰۳
قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۳/۶۶±۲/۸۰	۱۱/۸۰±۱۲/۳۲	۰/۰۵۱
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۵/۲۸±۱/۹۹	۱۷/۹۰±۲/۷۲	۰/۰۰۴ *
	میان‌فرکانس	۲/۰۴±۰/۱۰	۲/۱۰±۰/۱۶	۰/۲۲۷
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۴±۰/۱۰	۱/۱۱±۰/۱۵	۰/۱۷۲
عمودی نیروی عکس‌العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۱/۱۷±۱/۳۲	۱۰/۱۶±۲/۲۶	۰/۱۳۴
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۶/۹۶±۳/۴۷	۱۶/۲۰±۲/۲۷	۰/۴۷۴
	میان‌فرکانس	۲/۰۱±۰/۰۴	۲/۱۳±۰/۱۴	۰/۰۰۳ *
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۱±۰/۰۴	۱/۱۲±۰/۱۴	۰/۰۰۷ *
گشتاور آزاد	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۷/۳۸±۴/۰۴	۱۲/۷۹±۴/۱۱	۰/۰۰۳ *
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۴/۲۹±۲/۷۷	۱۴/۳۱±۱/۸۳	۰/۹۷۸
	میان‌فرکانس	۲/۰۶±۰/۱۱	۲/۰۸±۰/۱۴	۰/۶۲۴
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۶±۰/۱۱	۱/۰۸±۰/۱۴	۰/۶۲۴

از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

زمان آسیب تا عمل جراحی ۶/۱۳±۰/۹۹ ماه و زمان عمل جراحی تا شرکت در مطالعه ۵/۸۶±۱/۳۰ ماه بود.

میانگین و انحراف معیار سن، قد، وزن و نمایه توده بدنی آزمودنی‌های گروه کنترل به ترتیب ۲۳/۸۶±۱/۲۴ سال، ۱۷۷/۲۶±۳/۸۲ سانتی‌متر، ۷۶/۸۶±۳/۶۲ کیلوگرم و ۲۴/۶۱±۱/۴۸ کیلوگرم بر متر مربع و در گروه مداخله به ترتیب ۲۴/۲۰±۱/۳۷ سال، ۱۷۸/۱۳±۳/۸۵ سانتی‌متر، ۷۷/۶۶±۳/۶۹ کیلوگرم و ۲۴/۴۸±۱/۰۴ کیلوگرم بر متر مربع تعیین شد. افت استخوان‌ناوی در گروه کنترل ۷/۳۳±۰/۶۱ میلی‌متر و در گروه مداخله ۱۱/۰۶±۰/۷۹ میلی‌متر تعیین شد ($P<0/001$).

مقادیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین در پیش‌آزمون گروه کنترل ۱۹/۵۷ درصد بیشتر از گروه مداخله بود ($P<0/001$). مقادیر تعداد هارمونی ضروری مؤلفه قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین در پیش‌آزمون گروه مداخله ۱۷/۱۴ درصد بیشتر از گروه سالم بود ($P<0/004$). مقادیر میان‌فرکانس مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در پیش‌آزمون گروه مداخله نسبت به گروه کنترل ۵/۹۷ درصد بیشتر بود ($P<0/003$). همچنین مقادیر پهنای باند فرکانس مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در پیش‌آزمون گروه مداخله نسبت به گروه کنترل ۱۰/۸۹ درصد بیشتر بود ($P<0/003$) (جدول یک).

مقادیر تغییرات فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین در گروه مداخله بیشتر از گروه کنترل بود ($P<0/001$). مقادیر تغییرات فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد مؤلفه

شد. پروتکل خستگی فیزیکی شامل دویدن با کفش ورزشی روی تردمیل بدون شیب (Horizon Horizon Fitness, Omega GT, USA) بود؛ در حالی که ضربان قلب به طور مداوم کنترل شد (Polar Polar RS100, Polar Electro Oy, Woodbury, NY). شرکت‌کنندگان آزمون را با سرعت ۶ کیلومتر در ساعت شروع کردند و سرعت تردمیل هر ۲ دقیقه ۱ کیلومتر در ساعت افزایش یافت. میزان فشار درک شده در پایان هر مرحله با استفاده از مقیاس بورگ (۶-۲۰) نقطه‌ای از شرکت‌کنندگان گرفته شد.^{۲۳} به محض اینکه شرکت‌کنندگان فشار درک شده ۱۳ یا بالاتر را گزارش کردند؛ سرعت تردمیل ثابت شد تا امکان دویدن در حالت پایدار فراهم شود. در طول این دوره حالت پایدار، داده‌های فشار درک شده و ضربان قلب هر ۳۰ ثانیه ثبت شد. حداکثر ضربان قلب با استفاده از معادله $age-220$ تعیین شد.^{۲۴} پروتکل خستگی با ۲ دقیقه دویدن در حالت پایدار بیشتر از ۱۷ در مقیاس بورگ یا بیشتر از ۸۰ درصد از حداکثر ضربان قلب خاتمه یافت.^{۲۵} پس‌آزمون‌ها بلافاصله پس از اتمام پروتکل خستگی انجام شد. پروتکل خستگی بر اساس وضعیت توانبخشی افراد شرکت‌کننده در بازسازی رباط صلیبی قدامی بود و آزمون‌های اجرا و پروتکل خستگی امکان‌پذیر بودند.^{۲۶} طیف گسسته، دامنه فرکانس به صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین شد.^{۲۷، ۲۸} تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بر طبق روش‌شناسی در نظر گرفته شد.^{۲۹}

داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS-26 تجزیه و تحلیل شدند. برای بررسی نرمال بودن توزیع هر یک از داده‌ها از آزمون شاپیروویلک استفاده شد. برای تحلیل داده‌های آماری از آزمون t مستقل و t زوجی استفاده شد. سطح معنی‌داری همه آزمون‌ها کمتر

جدول ۲: مقایسه میانگین و انحراف استاندارد اختلاف قبل و بعد طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در بین دو گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی با پای پرونیت و کنترل				
مؤلفه‌ها	متغیرها	گروه کنترل	گروه مداخله	P-value
داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	-۱/۲۴±۲/۹۶	۲/۳۱±۲/۷۳	۰/۰۰۱ *
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱/۵۰±۳/۷۴	۰/۹۵±۳/۰۷	۰/۶۵۳
	میان‌فرکانس	۰/۰۹±۰/۲۰	۰/۰۲±۰/۲۰	۰/۳۷۴
	پهنای باند فرکانس	۰/۰۳±۰/۱۷	۰/۰۲±۰/۲۰	۰/۹۷۱
قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	-۱/۴۲±۴/۱۷	۱/۱۱±۲/۳۵	۰/۰۴۲ *
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۰/۷۲±۳/۳۵	-۰/۳۹±۳/۱۰	۰/۳۳۵
	میان‌فرکانس	۰/۰۱±۰/۱۴	۰/۱۰±۰/۲۳	۰/۲۱۹
	پهنای باند فرکانس	۰/۰۱±۰/۱۴	۰/۰۹±۰/۲۴	۰/۲۵۴
عمودی نیروی عکس‌العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۰/۱۱±۲/۰۰	۱/۸۳±۲/۹۰	۰/۰۶۱
	تعداد هارمونی‌های ضروری	-۰/۳۳±۲/۶۹	-۱/۲۶±۲/۹۸	۰/۴۴۶
	میان‌فرکانس	۰/۰۳±۰/۰۸	۰/۱۴±۰/۲۰	۰/۰۶۰
	پهنای باند فرکانس	۰/۰۳±۰/۰۸	۰/۱۵±۰/۲۰	۰/۰۴۲ *
گشتاور آزاد	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۰/۳۵±۳/۳۲	۲/۹۴±۴/۵۷	۰/۰۷۶
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۰/۱۰±۲/۷۰	-۰/۶۰±۳/۱۹	۰/۵۰۴
	میان‌فرکانس	۰/۰۳±۰/۲۱	۰/۱۰±۰/۲۲	۰/۳۴۵
	پهنای باند فرکانس	۰/۰۱±۰/۲۰	۰/۱۰±۰/۲۲	۰/۲۴۹

جدول ۳: میانگین و انحراف استاندارد درون گروهی مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد در طی دویدن در گروه‌های بازسازی رباط صلیبی قدامی با پای پرونیت و کنترل						
مؤلفه‌ها	متغیرها	گروه کنترل		گروه مداخله		P-value
		قبل خستگی	بعد خستگی	قبل خستگی	بعد خستگی	
داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۷/۳۲±۲/۴۸	۱۶/۰۷±۲/۱۲	۱۳/۸۵±۲/۳۶	۱۶/۱۶±۱/۷۵	۰/۰۰۴ *
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۴/۳۰±۳/۵۶	۱۵/۸۰±۲/۱۹	۱۴/۸۳±۲/۲۲	۱۵/۷۹±۲/۲۱	۰/۲۳۳
	میان‌فرکانس	۲/۰۴±۰/۱۰	۲/۱۴±۰/۱۸	۲/۱۱±۰/۱۳	۲/۱۴±۰/۱۷	۰/۵۷۵
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۴±۰/۱۰	۱/۰۷±۰/۱۱	۱/۱۱±۰/۱۳	۱/۱۴±۰/۱۷	۰/۵۷۵
قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۳/۶۶±۲/۸۰	۱۲/۲۳±۱/۹۴	۱۱/۸۰±۱/۳۲	۱۲/۹۲±۱/۳۳	۰/۰۷۷
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۵/۲۸±۱/۹۹	۱۶/۰۰±۲/۴۵	۱۷/۹۰±۲/۷۲	۱۷/۵۰±۲/۲۹	۰/۶۱۸
	میان‌فرکانس	۲/۰۴±۰/۱۰	۲/۰۶±۰/۱۱	۲/۱۰±۰/۱۶	۲/۲۰±۰/۱۶	۰/۱۰۷
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۴±۰/۱۰	۱/۰۶±۰/۱۱	۱/۱۱±۰/۱۵	۱/۲۰±۰/۱۶	۰/۱۲۸
عمودی نیروی عکس‌العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۱/۱۷±۱/۳۲	۱۱/۲۹±۱/۶۸	۱۰/۱۶±۲/۲۶	۱۲/۰۰±۱/۹۸	۰/۰۲۴ *
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۶/۹۶±۳/۴۷	۱۶/۶۳±۲/۲۵	۱۶/۲۰±۲/۲۷	۱۴/۹۵±۳/۴۳	۰/۲۲۶
	میان‌فرکانس	۲/۰۱±۰/۰۴	۲/۰۴±۰/۱۰	۲/۱۳±۰/۱۴	۲/۲۷±۰/۱۴	۰/۰۱۲ *
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۱±۰/۰۴	۱/۰۴±۰/۱۰	۱/۱۲±۰/۱۴	۱/۲۷±۰/۱۴	۰/۰۰۹ *
گشتاور آزاد	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۷/۳۸±۴/۰۴	۱۷/۷۳±۴/۶۰	۱۲/۷۹±۴/۱۱	۱۵/۷۴±۴/۴۴	۰/۰۲۱ *
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۴/۲۹±۲/۷۷	۱۴/۳۹±۲/۶۱	۱۴/۳۱±۱/۸۳	۱۳/۷۱±۲/۷۵	۰/۴۶۰
	میان‌فرکانس	۲/۰۶±۰/۱۱	۲/۰۹±۰/۱۴	۲/۰۸±۰/۱۴	۲/۱۹±۰/۱۸	۰/۰۸۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۶±۰/۱۱	۱/۰۷±۰/۱۴	۱/۰۸±۰/۱۴	۱/۱۹±۰/۱۸	۰/۰۸۰

عکس‌العمل زمین در بعد خستگی گروه مداخله در مقایسه با قبل خستگی بیشتر بود. مقادیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مؤلفه گشتاور آزاد در بعد خستگی گروه مداخله در مقایسه با قبل خستگی بیشتر بود ($P<0/021$) (جدول ۳).

بحث

با توجه به نتایج این مطالعه، مقادیر تغییرات فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد مؤلفه‌های داخلی-خارجی و قدامی-خلفی و مقادیر تغییرات پهنای باند فرکانس مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی با پای پرونیت بیشتر از گروه سالم تعیین

قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین در گروه مداخله بیشتر از گروه کنترل بود ($P<0/001$). همچنین مقادیر تغییرات پهنای باند فرکانس مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در گروه مداخله بیشتر از گروه کنترل تعیین شد ($P<0/042$) (جدول ۲).

در مقایسه درون گروهی، مقادیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مؤلفه داخلی-خارجی ($P<0/004$) و مؤلفه قدامی-خلفی ($P<0/024$) نیروی عکس‌العمل زمین در بعد خستگی گروه مداخله در مقایسه با قبل خستگی بیشتر بود. مقادیر میان‌فرکانس ($P<0/012$) و پهنای باند فرکانس ($P<0/021$) در مؤلفه قدامی-خلفی نیروی

شد.

پایین بودن مقادیر فرکانسی ۹۹/۵ درصد مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نوسان کمتر در حین حرکات انتقالی و تعادلی را موجب می‌شود. کاهش نوسان می‌تواند گواه بر این باشد که فرد در انجام حرکت توانسته کنترل پاسچر بهتری داشته باشد. مطالعات گذشته حاکی از آن است که افزایش در مقدار فرکانس ۹۹/۵ درصد موجب ناپایداری، لرزش و لغزش در الگوی حرکتی می‌گردد.^{۲۸، ۳۰} در مطالعه قبلی ما، فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین بعد از خستگی در افراد دارای پای پرونیت نسبت به همسالان سالم خود بیشتر بود که موجب کاهش تعادل افراد دارای پای پرونیت گردید. بر این اساس خستگی با تحت تاثیر قرار دادن تون عضله منجر به کاهش عملکرد اجزاء نوسانی سیستم عصبی-حرکتی شده است.^{۲۰}

در مطالعه Wu و همکاران کودکان دارای سندرم داون نسبت به همسالان سالم خود در ۵ هارمونی اول خود، طیف قدرت متفاوتی داشتند و دارای فرکانس پایین و تعداد هامونیک ۹۹ درصد تا ۹۹/۵ درصد از کل قدرت بودند. مقدار محتوای فرکانس ۹۹/۵ درصد نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین، متغیرهای زیادی را در بررسی عملکردی رفتار کودکان با سندرم داون نشان می‌دهد.^{۳۱} مقادیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی بعد از خستگی ۱۸/۱۱ درصد افزایش یافته که می‌تواند نشان‌دهنده کاهش تعادل با افزایش خستگی باشد.

در مطالعه Stergiou و همکاران زنان میانسال در مقایسه با زنان جوان در راستای قدامی-خلفی دارای مقادیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد بسیار بالاتری بودند. بر این اساس تفاوت سنی با مقادیر طیف فرکانس در جهت-قدامی خلفی قابل بررسی است. کاهش سرعت در حرکات انتقالی مانند پیاده‌روی می‌تواند فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد را افزایش دهد.^{۳۲}

با توجه به نتایج این مطالعه، افزایش در مقادیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی بعد از خستگی می‌تواند به دلیل کاهش در سرعت دویدن باشد.

سیگنال نیروی عکس‌العمل زمین با فرکانسهای مختلف توسط گیرنده‌های مکانیکی در سطح پوست دریافت شده و به سیستم عصبی مرکزی انتقال می‌یابد و پاسخ به صورت فرکانس به پا منتقل می‌گردد. بنابراین، فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین ممکن است تا حدودی نشان‌دهنده عملکرد مؤلفه نوسانی سیستم عصبی حرکتی باشد.^{۲۷} اگرچه پارامترهای فضایی-زمانی می‌تواند به طور کلی حرکت دویدن را تشریح کند؛ از جهات دیگر ممکن است پارامترهای کاملی نباشند؛ زیرا فقط قادر به درک اثر (مثلاً اندازه) حرکت و نه علت (مثلاً نیرو) هستند.^{۳۳} با استفاده از داده‌های نیروی

عکس‌العمل زمین، Crowe و همکاران گزارش نمودند که بایستی تقارن پایدار در محدوده مرکز جرم بدن در نظر گرفته شود.^{۳۴} در مطالعه حاضر تفاوت معنی‌داری در میانه و پهنای فرکانس بین گروه‌ها در راستای داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی دیده شد. Giakas و همکاران با استفاده از تجزیه و تحلیل دامنه زمان و فرکانس، تغییرات و تقارن اندازه‌گیری شده از نیروی عکس‌العمل زمین را طی راه رفتن در افراد سالم بررسی کردند.^{۳۵} این مطالعه راه رفتن انسان را به صورت متقارن بر اساس تحلیل هارونیک تأیید کرد. تجزیه و تحلیل فرکانس حرکاتی تعیین کننده دامنه فرکانس‌های مربوط به تمامی اجزای سیستم عصبی حرکتی، استخوان‌ها، عضلات، اعصاب و بافت همبند است و با یکدیگر برای تولید حرکت هماهنگی دارند. پهنای باند پایین نشان‌دهنده این است که عوامل مختلفی نوسان حرکت را محدود می‌کند.^{۲۷}

با توجه به محدود بودن جامعه آماری مطالعه حاضر شامل افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی با پای پرونیت؛ بایستی تعمیم یافته‌ها به سایر جمعیت‌ها با احتیاط صورت گیرد. همچنین کوتاه بودن دوره مداخله ممکن است بر نتایج مطالعه اثر گذاشته باشد و احتمالاً اجرای پروتکل خستگی با مدت زمان بیشتر پیامدهای متفاوتی را به همراه داشته باشد. لذا پیشنهاد می‌شود مطالعات آینده با بررسی اثر جنسیت، شاخص‌های کینماتیکی و دوره‌های تمرینی طولانی‌تر، بر فعالیت عضلات اندام تحتانی در افراد دارای بازسازی ACL اجرا گردد.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که خستگی می‌تواند کنترل تعادل افراد را به‌خصوص در بازسازی رباط صلیبی قدامی تحت تأثیر قرار دهد. همچنین کاهش تعادل می‌تواند موجب کاهش سرعت دویدن آنان شود.

ملاحظات اخلاقی

مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه محقق اردبیلی (IR.UMA.REC.1403.063) و مرکز ثبت کارآزمایی بالینی ایران (IRCT20170806035517N6) قرار گرفت.

این مقاله حاصل پایان‌نامه آقای حامد شیخعلی‌زاده برای اخذ درجه دکتری در رشته بیومکانیک ورزشی از دانشگاه محقق اردبیلی بود.

تعارض منافع

بین نویسندگان تضاد منافع وجود ندارد.

مشارکت نویسندگان

حامد شیخ‌علی‌زاده: انجام پروژه، جمع‌آوری داده‌ها، آنالیز داده‌ها، تفسیر نتایج و نوشتن نسخه اولیه مقاله. **دکتر امیرعلی جعفرزادگرو:** مدیریت و طراحی پروژه، انجام پروژه، جمع‌آوری داده‌ها، تفسیر نتایج و تایید نسخه نهایی مقاله. **دکتر عباس معمارباشی:** مدیریت و

دکتر افسانه انتشاری مقدم: انجام پروژه و جمع آوری داده‌ها.

طراحی پروژه، انجام پروژه، جمع آوری داده‌ها و تایید نسخه نهایی مقاله. سارا ایمانی بروج: انجام پروژه، آنالیز داده‌ها و تفسیر نتایج.

References

1. Thing LF. "Voices of the broken body." The resumption of non-professional female players' sports careers after anterior cruciate ligament injury. The female player's dilemma: is she willing to run the risk? Scand J Med Sci Sports. 2006 Oct;16(5):364-75. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2005.00452.x>.
2. Gianotti SM, Marshall SW, Hume PA, Bunt L. Incidence of anterior cruciate ligament injury and other knee ligament injuries: a national population-based study. J Sci Med Sport. 2009 Nov;12(6):622-27. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.07.005>.
3. Bjordal JM, Arnly F, Hannestad B, Strand T. Epidemiology of anterior cruciate ligament injuries in soccer. Am J Sports Med. 1997 May-Jun;25(3):341-45. <https://doi.org/10.1177/036354659702500312>.
4. Beynnon BD, Johnson RJ, Abate JA, Fleming BC, Nichols CE. Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part I. Am J Sports Med. 2005 Oct;33(10):1579-602. <https://doi.org/10.1177/0363546505279913>.
5. Collins JE, Katz JN, Donnell-Fink LA, Martin SD, Losina E. Cumulative incidence of ACL reconstruction after ACL injury in adults: role of age, sex, and race. Am J Sports Med. 2013 Mar;41(3):544-49. <https://doi.org/10.1177/0363546512472042>.
6. Smith TO, Postle K, Penny F, McNamara I, Mann CJ. Is reconstruction the best management strategy for anterior cruciate ligament rupture? A systematic review and meta-analysis comparing anterior cruciate ligament reconstruction versus non-operative treatment. Knee. 2014 Mar;21(2):462-70. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2013.10.009>.
7. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2009 Jul;17(7):705-29. <https://doi.org/10.1007/s00167-009-0813-1>.
8. Padua DA, DiStefano LJ, Hewett TE, Garrett WE, Marshall SW, Golden GM, et al. National Athletic Trainers' Association Position Statement: Prevention of Anterior Cruciate Ligament Injury. J Athl Train. 2018 Jan;53(1):5-19. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-99-16>.
9. Allen MK, Glasoe WM. Metrecom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury. J Athl Train. 2000 Oct;35(4):403-406.
10. Jafarnezhadgero A, Amirzadeh N, Fatollahi A, Siahkhouhian M, Oliveira AS, Granacher U. Effects of Running on Sand vs. Stable Ground on Kinetics and Muscle Activities in Individuals With Over-Pronated Feet. Front Physiol. 2022 Jan;12:822024. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.822024>.
11. Fatollahi A, Jafarnezhadgero AA. [Effect of Long-Term Training on Sand on Co-Contraction of Ankle Joint in Individuals with Pronated Feet]. JSSU. 2021;29(4):3669-80. <http://dx.doi.org/10.18502/ssu.v29i4.6499>.
12. Hewett TE, Ford KR, Myer GD. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. Am J Sports Med. 2006 Mar;34(3):490-98. <https://doi.org/10.1177/0363546505282619>.
13. Myklebust G, Engebretsen L, Braekken IH, Skjølberg A, Olsen OE, Bahr R. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. Clin J Sport Med. 2003 Mar;13(2):71-78. <https://doi.org/10.1097/00042752-200303000-00002>.
14. Gao M, Ge X, Tao Y, Suo L, Ren S, Ao Y. Biomechanical Compensation Patterns Across Different Phases of Side-Cutting Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Bioengineering (Basel). 2025 Nov;12(12):1280. <https://doi.org/10.3390/bioengineering12121280>.
15. Knurr KA, Cobian DG, Kliethermes SA, Joachim MR, Heiderscheit BC. Effect of Running Speed on Knee Biomechanics in Collegiate Athletes Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Med Sci Sports Exerc. 2024 Jul;56(7):1233-41. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000003409>.
16. Sadoghi P, von Keudell A, Vavken P. Effectiveness of anterior cruciate ligament injury prevention training programs. J Bone Joint Surg Am. 2012 May;94(9):769-76. <https://doi.org/10.2106/jbjs.k.00467>.
17. Jafarnezhadgero A, Fakhri Mirzanag E, Alizadeh R, Khezri D. [A comparison of plantar pressure variables and muscular frequency content between individuals with anterior cruciate ligament reconstruction and pronated feet and healthy controls]. J Ilam Uni Med Sci. 2024;32(3):1-11. [Article in Persian]
18. Ghorbani M, Jalil Piran R, Babakhani F. [The Effect of Fatigue on the Time to Stability in Head Movement in Soccer Players With a History of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction]. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2024;13(1):148-61. <https://doi.org/10.32598/SJRM.13.1.10>. [Article in Persian]
19. He Z, Sun G, Zhu H, Ye B, Zheng Z, He X, et al. Effects of different peripheral fatigue protocol on lower limb biomechanical changes during landing and its impact on the risk of anterior cruciate ligament injury: a systematic review. Front Bioeng Biotechnol. 2025 Jun;13:1587573. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2025.1587573>.
20. Fasihi A, Siahkhouhian M, Sheikhalizade H, Jafarnezhadgero AA. [Effect of fatigue at the Heart Rate Deflection Point on the Frequency Components of Ground Reaction Force during Walking in Pronated Foot]. J Rehab Med. 2020; 9(2):228-38. <https://doi.org/10.22037/jrm.2019.111901.2122>. [Article in Persian]
21. Garber CE, Blissmer B, Deschenes MR, Franklin BA, Lamonte MJ, Lee IM, et al. American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. Med Sci Sports Exerc. 2011 Jul;43(7):1334-59. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318213feff>.
22. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait Posture. 2017 Mar;53:236-40. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.02.006>.
23. Rodrigues N, Vieira LS, Martins CS, Moreira C, Jesus SN. Contributions of Physical Activity and Positive Psychological Functioning to Flow and Well-Being. Sports (Basel). 2025 Sep;13(9):301. <https://doi.org/10.3390/sports13090301>.
24. Ronai P. Evolution of field-based physical fitness assessments. ACSM's Health & Fitness Journal. 2022;26(5):13-19. <https://doi.org/10.1249/FIT.0000000000000798>.
25. 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 Jul;17(4):419-24. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.05.013>.
26. Adams D, Logerstedt DS, Hunter-Giordano A, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Current concepts for anterior cruciate ligament reconstruction: a criterion-based rehabilitation progression. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2012 Jul;42(7):601-14. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3871>.
27. 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 Dec;27(10):1058-63. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.08.004>.
28. 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 Feb;26(2):207-12. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.09.021>.
29. Schneider E, Chao EY. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. *J Biomech*. 1983;16(8):591-601. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(83\)90109-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90109-4).
30. White LJ, Dressendorfer RH. Exercise and multiple sclerosis. *Sports Med*. 2004;34(15):1077-100. <https://doi.org/10.2165/00007256-200434150-00005>.
31. Wu J, Beerse M, Ajisafe T. Frequency domain analysis of ground reaction force in preadolescents with and without Down syndrome. *Res Dev Disabil*. 2014 Jun;35(6):1244-51. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2014.03.019>.
32. Stergiou N, Giakas G, Byrne JB, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *Clin Biomech (Bristol)*. 2002 Oct;17(8):615-17. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(02\)00072-4](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(02)00072-4).
33. van der Zee TJ, Kuo AD. Soft tissue deformations explain most of the mechanical work variations of human walking. *J Exp Biol*. 2021 Sep;224(18):jeb239889. <https://doi.org/10.1242/jeb.239889>.
34. Crowe A, Schiereck P, de Boer RW, Keessen W. Characterization of human gait by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1995 Mar;42(3):293-303. <https://doi.org/10.1109/10.364516>.
35. Giakas G, Baltzopoulos V. Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait & Posture*. 1997;5(3):189-97. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01083-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01083-1).