مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد
دوره سی و دو، شماره نه، آذر ۱۴۰۳
تاریخ دریافت:۱۴۰۳/۰۴/۱۵
تاریخ پذیرش:۱۴۰۳/۰۶/۱۸

تاثیر پروتکل توانبخشی حسی‌حرکتی بر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و نرخ بارگذاری در مردان مبتلا به درد کشککی رانی: یک کارآزمایی تصادفی کنترل شده

علی یلفانی*[۱]، محمدرضا احمدی[۱]، آزاده عسگرپور[۱]

مقاله پژوهشی

مقدمه: نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و نرخ بارگذاری تغییر یافته یک عامل مهم در ایجاد درد کشککی‌رانی Patella femoral (pain, PFP) است. هدف از این مطالعه، تاثیر تمرینات حسی‌حرکتی بر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و نرخ بارگذاری در بیماران با PFP هنگام پایین آمدن از پله بود.

روش بررسی: در این مطالعه ۳۰ مرد مبتلا به PFP شرکت کردند که به‌صورت تصادفی به دو گروه تجربی و کنترل تخصیص یافتند (هر گروه ۱۵ نفر). بیماران در گروه تجربی به مدت دوازده هفته تمرینات حسی‌حرکتی را انجام دادند در حالیکه گروه کنترل هیچ‌گونه مداخله درمانی دریافت نکردند. درد، ترس از حرکت، قدرت عضلات چهارسر رانی، زاویه فلکشن زانو، مولفه‌های نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و نرخ بارگذاری در دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون ارزیابی شدند. برای آنالیز داده‌ها از نرم‌افزار SPSS 16 و از روش آماری کوواریانس برای مقایسه نتایج بین گروهی استفاده گردید و سطح معناداری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

نتایج: تحلیل کوواریانس نشان داد که گروه تجربی در مقایسه با گروه کنترل در کاهش درد (P< ۰/۰۰۱)، کاهش ترس از حرکت (P< ۰/۰۰۱)، افزایش قدرت عضلانی چهارسر رانی (P< ۰/۰۰۱)، افزایش زاویه فلکشن زانو (P< ۰/۰۰۱)، مولفه‌های نیروی عکس‌العمل عمودی زمین (P< ۰/۰۰۱)، و کاهش نرخ بارگذاری (P< ۰/۰۰۱) تفاوت معناداری داشته است.

نتیجه‌گیری: در گروه تجربی با افزایش قدرت عضلات چهارسر رانی، درد و ترس از حرکت کاهش یافت و زاویه فلکشن زانو افزایش یافت و جذب شوک فعال ارتقا یافت. در نتیجه، اوج نیروی اول و دوم افزایش و نرخ بارگذاری و دره کاهش یافت.

واژه‌های کلیدی: درد کشککیرانی، کینتیک، کینماتیک، تمرین

IRCT20191209045669N1

ارجاع: یلفانی علی، احمدی محمدرضا، عسگرپور آزاده. **تاثیر پروتکل توانبخشی حسی‌حرکتی بر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و نرخ بارگذاری در مردان مبتلا به درد کشککی رانی: یک کارآزمایی تصادفی کنترل شده.** مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد ۱۴۰۳؛ ۳۲ (۹): ۸۲۴۱-۵۵.

۱- گروه توانبخشی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
*(نویسنده مسئول)؛ تلفن: ۰۹۱۸۳۱۵۵۴۷۸، پست الکترونیکی: yalfani@basu.ac.ir، صندوق پستی :۶۵۱۷۸-۳۸۶۹۵

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.18502/ssu.v32i9.17094]

مقدمه

درد کشککی‌رانی (Patellofemoral pain, PFP) به احساس ناخوشایند درد در قسمت قدامی و خلفی کشکک اشاره دارد. علائم بالینی PFP هنگام اسکات زدن، دویدن، بالارفتن و پایین آمدن از پله که بارگذاری مفصل کشککی‌رانی افزایش می‌یابد، تشدید می‌شود (۱،۲). این وضعیت بالینی از جمله شایع‌ترین مشکلات اسکلتی‌عضلانی زانو به‌شمار می‌رود به‌طوری که ۳۰٪ از تمامی ویزیت‌های مربوط به مشکلات زانو را شامل می‌شود (۱). به‌طور کلی، شیوع سالانه این بیماری در مردان ۱۵/۵٪ می‌باشد و اغلب در سنین ۱۸ الی ۳۵ سال شایع‌تر است (۳،۴،۵). علاوه بر این، پژوهش‌گران PFP را یک عامل خطر برای استئوآرتریت مفصل کشککی‌رانی و بیماری‌های قلبی ناشی از ناتوانی و بی‌تحرکی معرفی کرده‌اند (۵، ۴). از دیدگاه علت‌شناسی، PFP ماهیتی چند عاملی دارد و می‌تواند تعاملی از عوامل رفتاری، بیومکانیکی و روانشناختی باشد (۲). یکی از شایع‌ترین فرضیات پذیرفته شده در حوزه بیومکانیک برای علت PFP، افزایش بارگذاری مفصل کشککی‌رانی و تغییر بیومکانیک اندام تحتانی از جمله نیروی عکس‌العمل عمودی زمین است (۶). نیروی عکس‌العمل عمودی زمین یک متغیر کینتیکی است که برای تخمین میزان اضافه بار بر سیستم اسکلتی عضلانی استفاده می‌شود (۳،۵). تغییرات کینماتیکی یا عصبی‌عضلانی اندام تحتانی می‌توانند مولفه‌های نیروی عکس‌العمل عمودی زمین را تغییر دهند (۵). در این راستا، یک مطالعه پیشین گزارش کرد که کاهش فلکشن زانو در بیماران مبتلا به PFP یک عامل موثر در تغییر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین است (۷). به‌طور تخصصی، نیروی عکس‌العمل مفصل کشککی‌رانی شامل بردار نیروهای چهارسر رانی و رباط کشککی است که با افزایش فلکشن زانو و فعالیت عضلات چهارسر رانی افزایش می‌یابد که نهایتا نیروی فشاری مفصل کشککی‌رانی و متعاقب آن شدت درد افزایش می‌یابد (۴). در همین حال، بیماران با PFP جهت کاهش درد از مکانیسم جبرانی کاهش فلکشن زانو و کاهش فعالیت عضلات چهارسر رانی استفاده می‌کنند که می‌تواند با تغییر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و نرخ بارگذاری اندام تحتانی همراه باشد (۷،۸). در این راستا، سیلوا و همکاران در سال ۲۰۱۵ گزارش کردند که بیماران با PFP برای کاهش درد از مکانیسم جبرانی کاهش فلکشن زانو استفاده می‌کنند و نرخ بارگذاری عمودی اندام تحتانی افزایش می‌یابد (۷). کاهش فلکشن زانو در بیماران مبتلا به PFP یک استراتژی جبرانی برای کاهش درد است، اما ممکن است مکانیسم‌های جذب شوک اندام تحتانی را مختل کند و به افزایش نرخ بارگذاری عمودی منجر شود (۸). نرخ بارگذاری فیزیولوژیکی بالاتر از حد معمول، به آسیب مفاصل اندام تحتانی و پیدایش درد منجر می‌شود (۵). در همین حال، احمدی و یلفانی، در سال ۲۰۲۲ در یک مطالعه متاآنالیز گزارش کردند که افزایش نرخ بارگذاری در بیماران با PFP می‌تواند با افزایش بارگذاری در زانوی سالم و خطر ابتلا به استئوآرتریت مفصل زانو همراه باشد (۸). بنابراین، کاهش فلکشن زانو و تغییرات در نیروی عکس‌العمل عمودی زمین به عنوان یک عامل خطر برای PFP معرفی شده است و ضرروت توجه درمان‌گران بر بهبود زاویه فلکشن زانو و نرخ بارگذاری عمودی در طول فعالیت‌های عملکردی در بیماران مبتلا به PFP را برجسته می‌کند. از دیدگاه کینتیکی، نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در بیماران مبتلا به PFP کاهش می‌یابد (۳،۵،۹). در این راستا، سیلوا و همکاران در سال ۲۰۱۵ گزارش کردند که در بیماران با PFP اوج نیروی اول کاهش و نرخ بارگذاری و دره افزایش یافته است (۵). این نویسندگان استنباط کردند که افزایش نرخ بارگذاری و کاهش اوج نیروی اول با شدت درد و محدودیت حرکتی همبستگی دارد (۵). علاوه بر این، اخیراً یک مطالعه متاآنالیز با تجزیه و تحلیل داده‌های کمی ۹ مطالعه نشان داد که اوج نیروی اول و دوم در بیماران با PFP نسبت به افراد سالم کاهش می‌یابد که می‌تواند ناشی از عوامل روانشناختی درد، رفتاری و مکانیک تغییر یافته اندام تحتانی باشد (۳). بنابراین، اختلال در جذب بار و تغییر مولفه‌های نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در بیماران با PFP ممکن است به دلیل درد، ضعف عضلات چهارسر رانی، و ترس از حرکت باشد که محققان باید بر این عوامل توجه ویژه‌ای

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.18502/ssu.v32i9.17094]

CC BY-NC 4.0

داشته باشند و از داده‌های این متغیر کینتیکی برای نظارت بر پیشرفت این بیماری و اثربخشی برنامه‌های توانبخشی استفاده کنند (۳،۵،۱۰). تمرینات تقویتی عضلات اکستنسور زانو قوی‌ترین شواهد علمی در توانبخشی PFP را نشان داده است (۱۱). با این‌حال، تمرینات تقویتی به تنهایی ممکن است برای اصلاح الگوی حرکتی کافی نباشد و افزودن مداخله یادگیری حرکتی بر تمرینات تقویتی می‌تواند در توانبخشی بیماران با PFP اثربخشی بهتری به‌دنبال داشته باشد (۱۲). تمرینات حسی حرکتی، نوع خاصی از تمرینات حس‌عمقی و تعادلی می‌باشد که توسط ولادمیر جاندا ارئه شده که برای مدیریت درد در بیماران مبتلا به سندرم درد اسکلتی عضلانی مزمن، اصلاح ایمبالانس عضلانی و برنامه حرکتی صحیح در سطح سیستم عصبی مرکزی طراحی شده است. تمرینات حسی‌حرکتی با سازگاری‌های عملکردی سیستم عصبی عضلانی به بهبود حس عمقی، هماهنگی درون عضلانی، و کنترل تعادل منجر می‌شود (۱۳،۱۴). تمرینات حسی‌حرکتی در سه مرحله ایستا، پویا و عملکردی مبتنی بر کنترل حرکتی اجرا می‌شود و هدف آن به چالش کشیدن سیستم عصبی‌عضلانی در موقعیت‌های مختلف است (۱۵). احمدی و همکاران در دو مطالعه مجزا گزارش کردند که پس از یک دوره تمرینات حسی‌حرکتی در بیماران با PFP شدت درد کاهش و قدرت عضلات چهارسرانی افزایش یافت و الگوی حرکتی اصلاح شد (۱۵،۱۶). علاوه بر این، یلفانی و همکاران در سال ۲۰۲۰ در یک کارآزمایی بالینی نشان دادند که پس از دوازده هفته تمرینات حسی‌حرکتی تقارن توزیع فشار کف‌پایی در بیماران با PFP ایجاد شد (۱۴). به‌طور کلی، اغلب مداخلات درمانی در جامعه بیماران مبتلا به PFP بر بهبود تعادل عضلانی متمرکز بوده است و توجه چندانی بر عملکرد دستگاه عصبی مرکزی که عدم تعادل عضلانی از این ناحیه نشات می‌گیرد معطوف نشده است. علاوه بر این، از آنجایی‌که پایین آمدن از پله فعالیتی است که به‌طور مداوم به صورت روزانه انجام می‌شود و با توجه به این نکته که تغییر الگوی بارگذاری اندام تحتانی ممکن است برای مفصل زانو مضر باشد، باید مطالعاتی به منظور بررسی تاثیر تمرینات توانبخشی بر درد و بیومکانیک بیماران مبتلا به PFP انجام شود (۴،۵). با این‌حال، علی‌رغم مطالعات صورت پذیرفته در مورد اثربخشی تمرینات حسی حرکتی در بهبود علائم بالینی دردهای اسکلتی عضلانی، و اهمیت نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و نرخ بارگذاری در ایجاد و توسعه PFP تاکنون هیچ کارآزمایی بالینی تاثیر تمرینات حسی‌حرکتی بر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و نرخ بارگذاری در بیماران با PFP طی پایین آمدن از پله را در بوته آزمایش قرار نداده است. در نتیجه، محققان بر آن شدند تا تاثیر تمرینات حسی‌حرکتی بر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و نرخ بارگذاری در بیماران با PFP هنگام پایین آمدن از پله را بررسی کنند.

روش‌بررسی

این مطالعه یک کارآزمایی بالینی تصادفی کنترل شده دو سویه کور با طرح پیش‌آزمون-پس‌آزمون است که در آزمایشگاه توان‌بخشی دانشگاه بوعلی سینا انجام شد. مطالعه حاضر در کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه بوعلی سینا و در فهرست کارآزمایی‌های بالینی ایران تأیید و ثبت شده است. تمامی بیماران رضایت‌نامه آگاهانه کتبی را جهت شرکت در این مطالعه امضا کردند. جامعه آماری تحقیق حاضر مردان ۱۸ الی ۳۵ ساله مبتلا به PFP بودند که توسط پزشک متخصص غربالگری شده و به‌طور داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار G*Power نسخه ۳.۱.۹ برای آزمون خانواده F تست (آزمون آماری آنالیز کوواریانس) با دو گروه و دو مرحله اندازه‌گیری ۲۹ نفر به‌دست آمد (اندازه اثر ۰/۸، سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و توان آزمون ۰/۸). با توجه به تقسیم‌بندی اندازه اثر کوهن برای محاسبه حجم نمونه از اندازه اثر بالا d=۰/۹۴ با توجه به میانگین اندازه اثر مطالعات پیشین استفاده شد (۱۷). با این‌حال، با احتساب ریزش احتمالی ۱۰٪ از جامعه آماری و افزایش توان آماری ۳۲ بیمار واجد شرایط بر اساس معیارهای ورود و خروج به مطالعه دعوت شدند (شکل ۱). مطالعات گزارش کردند که الگوهای حرکتی و بیومکانیکی در

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.18502/ssu.v32i9.17094]

CC BY-NC 4.0

بین زنان و مردان مبتلا به PFP متفاوت است (۱۰،۱۸). در نتیجه، جامعه آماری ما فقط مردان مبتلا به PFP بود زیرا جنسیت یک عامل مخدوش کننده محسوب می‌شود. ابتدا یک متخصص ارتوپدی زانو بیماران را با آزمون پایین آمدن از پله معاینه می‌کرد (ICC = ≥ 0.83) (۱۹) و در صورت تشخیص PFP با رضایت آگاهانه خود بیمار به گروه تحقیق معرفی می‌شدند. سپس یک محقق بر اساس معیارهای ورود و خروج بیماران را غربال می‌کرد تا آزمودنی‌های واجد شرایط را شناسایی کند. معیارهای ورود شامل وجود PFP بیش از ۶ هفته، درد در قسمت قدامی یا خلفی کشکک که حداقل با یکی از فعالیت‌های نشستن طولانی‌مدت، زانو زدن، دویدن، اسکات، پریدن و تردد از پله‌ها شدت درد (۳ از ۱۰ مقیاس آنالوگ بصری درد) افزایش یابد، سن ۱۸ الی ۳۵ سال، پای راست به عنوان پای غالب، و PFP یکطرفه در زانوی راست بود. معیارهای خروج شامل: آسیب و درد ران و ستون فقرات کمری، آسیب سایر ساختارهای مفصل زانو مانند تاندون کشککی، سابقه جراحی، اختلالات نورولوژیکی، ناپایداری مفصل کشککی‌رانی، افیوژن مفصل زانو، دفورمیتی اندام تحتانی و فوقانی، پای چپ به عنوان پای غالب، PFP در زانوی چپ، سابقه شرکت در جلسات فیزیوتراپی برای درمان PFP در ۶ ماه گذشته و استفاده از داروهای ضد درد بود. در این مطالعه برای تعیین پای غالب از آزمون شوت کردن توپ استفاده شد؛ بدین ترتیب که از بیمار خواسته می‌شد توپی که در قسمت روبه‌رو در حال حرکت است را آهسته شوت کند. در نتیجه، پایی که بیمار جهت شوت توپ استفاده می‌کرد به عنوان پای غالب درنظر گرفته می‌شد. علاوه بر این، برای اطمینان از تشخیص صحیح از بیمار خواسته شد تا پای غالب خود را نشان دهد. لازم به ذکر است که این مطالعه مطابق با دستورالعمل CONSORT 2010 که مختص گزارش‌دهی مقالات کارآزمایی بالینی می‌باشد طراحی و تدوین شده است.

تصادفی‌سازی و کورسازی: پس از ارزیابی متغیرهای تحقیق در پیش‌آزمون فرآیند کورسازی و پنهان‌سازی تخصیص توسط دو محقق که از طرح تحقیق آگاه نبود انجام شد. ابتدا یک محقق اعداد تصادفی کامپیوتری را به‌صورت متوالی با نرم‌افزار Random Allocation تولید کرد و در داخل پاکت‌های غیرشفاف مهر و موم شده قرار دارد که حاوی اطلاعات کدگذاری شده برای تخصیص گروهی بود. در ادامه، محقق دیگر پاکت‌ها را باز می‌کرد و بیماران را با نسبت ۱:۱ به گروه تجربی و کنترل تخصیص می‌داد (هر گروه ۱۶ نفر). بیماران و ارزیابان از تخصیص گروهی و طرح تحقیق مطلع نبودند. علاوه بر این، از بیماران خواسته شد تا هیچ‌گونه اطلاعاتی را برای ارزیابان ارائه نکنند. محققین قصد داشتند که اگر ارزیابان تنها از تخصیص گروهی یک بیمار مطلع شده باشند مطالعه را دوسویه کور برنامه‌ریزی نکنند.

ارزیابی آزمایشگاهی: متغیرهای تحقیق که در دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون ارزیابی شدند شامل درد، ترس از حرکت، قدرت عضلات چهارسررانی، زاویه فلکشن زانو، نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و نرخ بارگذاری بود. در ابتدای ورود بیماران به آزمایشگاه توانبخشی ابتدا مشخصات دموگرافیک شامل شدت درد، سن، قد، وزن، و BMI ارزیابی و ثبت شد. ارزیابی قد، وزن، و BMI با ترازوی دیجیتالی مدل BSM370 stadiometer (In Body USA) انجام شد. برای اندازه‌گیری میزان شدت درد از مقیاس درجه‌بندی دیداری درد استفاده شد. مقیاس درجه‌بندی دیداری درد یک نوار افقی ۱۰ سانتی‌متری است که یک انتهای آن عدد صفر (عدم وجود درد) و انتهای دیگر عدد ده (شدیدترین درد ممکن) را نمایش می‌دهد. این مقیاس یکی از معتبرترین روش‌های درجه‌بندی کمی درد است و به‌طور گسترده در پژوهش‌ها مورد استفاده قرار گرفته است. (ICC = 91) (۲۰). ترس از حرکت با پرسش‌نامه ۱۷ گویه‌ای تمپا ارزیابی شد (ICC = 78) (۲۱). از بیماران خواسته شد سطح موافقت خود با هر یک از مفاد پرسش‌نامه را به‌صورت کاملاً مخالف، تا حدودی مخالف، تا حدودی موافق، و کاملاً موافقم نشان دهند (۲). به‌طور کلی، مجموع امتیاز این پرسش‌نامه ۶۸ است و امتیاز بالاتر نشان دهنده ترس از حرکت و آسیب است (۲). قدرت عضلات چهارسررانی با دینامومتر دستی نیکولاس (HHDNicholas)

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.18502/ssu.v32i9.17094]

CC BY-NC 4.0

مدل ۰۱۱۶۳ تولید شرکت Lafayette instrument ساخت کشور انگلیس (ICC=0.89–0.94) ارزیابی شد (۱۵). از بیماران خواسته شد بر روی میز معاینه بنشینند به‌طوری که ران و زانو در فلکشن ۹۰ درجه باشد و دست‌ها را به‌صورت ضربدری بر روی قفسه‌سینه نگه دارند (۲۲,۲۳). ارزیاب دینامومتر را در قسمت قدامی و بین دو قوزک قرار می‌داد و از بیمار می‌خواست تا حداکثر انقباض ایزومتریک را اعمال کند (۲۳). ارزیاب به‌صورت مداوم تا انتهای آزمایش به‌صورت کلامی بیمار را تشویق می‌کرد تا حداکثر انقباض را تا آستانه درد اعمال کند. قبل از شروع ارزیابی قدرت عضلانی، بیماران دو انقباض زیر بیشینه را انجام دادند تا با روش آزمایش آشنا شوند. در هر آزمایش، انقباض برای ۵ ثانیه حفظ شد و آزمایش ۳ بار تکرار شد (۲۴). زمان استراحت بین هر آزمایش ۲ دقیقه تعیین شد (۲۴). در نهایت، میانگین ۳ آزمایش با وزن بدن بیمار نرمال شد. برای ارزیابی الگوی حرکتی از یک دوربین دیجیتالی مدل Sony Handycam DCR-HC37 ساخت کشور ژاپن با نرخ نمونه‌برداری ۴۰ هرتز، زوم اپتیکل ۱۰ برابر استفاده شد. دوربین در فاصله ۳ متری از پله موازی با صفحه فرونتال و مطابق با ارتفاع زانو تنظیم شد (۲۵). نشانگرها بر روی یک سوم میانی استخوان ران، بخش خارجی مرکز مفصل زانو و قوزک خارجی پا متصل شد (۲۶,۲۷). قبل از ارزیابی الگو حرکتی، از بیماران خواسته شد تا مطابق با فعالیت‌های روزمره از پله‌ها پایین بیایند. زاویه فلکشن زانو هنگامی که پای بیمار بر روی صفحه نیرو قرار می‌گرفت و زانو در اوج فلکشن قرار داشت با نرم‌افزار تحلیل حرکتی کینوا (ICC=0.97) محاسبه شد (زاویه به‌دست آمده از کینوا - ۱۸۰) (۲۷). نیروی عکس‌العمل عمودی زمین طی پایین آمدن از پله ارزیابی شد. پایین آمدن از پله در مقایسه با راه رفتن، نیروهای فشاری را در مفصل کشککی‌رانی تا هشت برابر افزایش می‌دهد و می‌تواند باعث تشدید علائم بالینی PFP و الگوهای حرکتی جبرانی شود (۱۲,۲۸). در این مطالعه از دستگاه توزیع فشار کف‌پایی مدل زبریس ساخت کشور آلمان برای ارزیابی نیروی عکس‌العمل عمودی زمین استفاده شد (ICC=0.91) (۱۳). این دستگاه ۲۵۶۰ سنسور فعال با حساسیت بالا دارد که فشار را در محدوده ۱۲۰-۱ نیوتن بر سانتی‌متر مربع با فرکانس نمونه‌برداری ۵۰ هرتز ثبت می‌کند. بیماران آموخته شدند که دستان خود را بر روی قفسه‌سینه نگه دارند و حرکت پایین آمدن از پله‌ها را انجام دهند. به‌طور کلی، در این مطالعه ۳ پله وجود داشت که ارتفاع هر پله ۱۸ سانتی‌متر و عرض کف هر پله ۲۸ سانتی‌متر بود. علاوه بر این، در قسمت جلو پله یک مسیر ۲ متری برای راه‌رفتن وجود داشت. صفحه نیرو در قسمت جلوی پله قرار داشت و به نحوی تعبیه شده بود که بیمار پس از گذر از آخرین پله بر روی صفحه فرود بیاید و به پیشروی به سمت جلو ادامه دهد. لازم به ذکر است که، برای پیشگیری از آگاهی بیمار از صفحه نیرو، یک پارچه بر روی صفحه قرار گرفت تا تاثیر توجه بیمار بر الگوی حرکتی و متعاقبا نتایج استخراج شده حذف شود. در نهایت، داده‌های خام نیروی عکس‌العمل عمودی زمین که از نرم‌افزار Win-FDM-S استخراج شد به نرم‌افزار MATLAB منتقل شدند و با یک فیلتر پایین‌گذر و برش فرکانس ۱۰ هرتز فیلتر شدند (۲۹). مولفه‌های استخراج شده نیروی عکس‌العمل عمودی زمین شامل قله اول (پذیرش وزن)، دره (ایستایی میانی) و قله دوم (پیشرانه) بودند که به وزن بدن بیماران نرمال شده و به‌صورت مضربی از وزن بدن گزارش شدند (BW). در نهایت، میانگین داده‌های نرمال شده نیروی عکس‌العمل عمودی زمین طی سه آزمایش برای تجزیه و تحلیل آماری استفاده شد. نرخ بارگذاری به صورت اوج نیروی عکس‌العمل عمودی نرمال شده تقسیم بر زمان رسیدن به حداکثر نیرو از لحظه تماس اولیه پا با زمین محاسبه شد (رابطه ۱).

$$\text{Loading rate} = \left[\frac{{}^{peakFz(N)} / \, body\ weight\ (N)}{Time\ to\ peak\ Fz} \right] \frac{\text{BW}}{\text{Ms}}$$

رابطه ۱. نحوه محاسبه نرخ بارگذاری

تمرینات حسی‌حرکتی: بیماران در گروه تجربی به مدت دوازده هفته، سه بار در هفته و هر جلسه به‌مدت یک ساعت تمرینات حسی‌حرکتی را انجام دادند. در مقابل، بیماران در

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.18502/ssu.v32i9.17094]

CC BY-NC 4.0

گروه کنترل هیچ‌گونه مداخله درمانی دریافت نکردند. محققان در این مطالعه از تئوری نظری جاندا برای طراحی پروتکل تمرینات حسی‌حرکتی استفاده کردند (۳۰). شایان به ذکر است که، محققان در این مطالعه بر شخصی‌سازی پروتکل تمرینی تاکید داشتند و جزئیات پروتکل با توجه به توانایی و پیشرفت بیمار طراحی می‌شد. به‌طور کلی، تمرینات در سه مرحله ایستا، پویا و عملکردی انجام شد که از طریق به چالش کشیدن راستای وضعیتی، مرکز ثقل و سطح اتکا به مراحل دشوارتر پیشرفت می‌کرد. علاوه بر این، تغییر تمرینات از سطوح پایدار به ناپایدار، بدون اغتشاش به با اغتشاش، چشمان باز به چشمان بسته از دیگر روش‌های دشوارسازی تمرینات بود (۱۳،۱۵) (جدول ۱). درمانگر به‌صورت مداوم بر اجرای تمرینات نظارت می‌کرد و نحوه اجرای صحیح تمرینات را به‌صورت تئوری و عملی به بیماران آموزش می‌داد. مدت زمان اجرای تمرینات ایستا ۵ الی ۲۰ ثانیه بود و تعداد تکرارها برای تمرینات پویا از ۵ (مختص تمرینات دشوار) تا ۲۰ تکرار (مختص تمرینات آسان) متغیر بود (۱۵). با این حال، اجرای چالش‌ها و حرکات نباید از توانایی بیمار در حفظ کنترل یا بازگشت به حالت اولیه فراتر می‌رفت و هنگامی که کیفیت حرکات بیمار کاهش می‌یافت اجرای حرکات متوقف می‌شد تا بیمار استراحت کند (۱۴). هدف مرحله ایستا، آموزش و تمرین کنترل مرکز ثقل روی سطح اتکا جهت حفظ کنترل تعادل بود. این مرحله عملکرد عضلات تونیک یا فعالسازی همزمان و ثبات اسکلت‌بندی محوری را توسعه می‌دهد که شامل اصلاح وضعیت بدنی، تحریک حس‌عمقی و چالش‌های پیشرونده سطح اتکا و مرکز ثقل را شامل می‌شود (۱۴،۳۰). هدف مرحله پویا، تمرکز بر روی ناحیه مرکزی بدن به‌وسیله حرکت اندام‌ها بود؛ در این مرحله می‌توان به انقباض‌های مقدماتی و واکنشی عضله و هم‌چنین ترتیب و توالی فراخوانی عضلات دست یافت که این عامل عمدتاً از طریق تمرین در سطوح ناپایدار میسر می‌شود (۱۴،۳۰). هدف مرحله عملکردی، خودکاری سینرژی‌های پیچیده‌تر و هدفمندی است که چندین مفصل، عضله و سطح حرکتی را در بر می‌گیرد که نیاز به حرکت در فضا دارند (۱۴،۳۰).

تجزیه و تحلیل آماری

ابتدا، آزمون شاپیروویلک جهت اطمینان از توزیع نرمال داده‌ها استفاده شد. سپس، به منظور مقایسه نتایج بین گروهی از آزمون کوواریانس استفاده شد. اندازه اثر مطابق با شاخص کوهن در سه‌دسته پایین (۰/۲۰ ≤)، متوسط (۰/۲۱ الی ۰/۷۹) و بالا (۰/۸۰ ≥) طبقه‌بندی شدند (۳۱). با استفاده از میانگین داده‌های پیش آزمون و پس‌آزمون درصد تغییرات برای تمامی متغیرها محاسبه شد (posttest-pretest/pretest X 100) (۱). تمامی تجزیه و تحلیل‌های آماری با نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ انجام شد و سطح معناداری و اطمینان به ترتیب ۰/۰۵ و ۹۵٪ تعیین شد.

جدول ۱: پروتکل تمرینات حسی حرکتی

مرحله	تمرین
استاتیک (هفته ۱ الی ۴)	گرم کردن
	ایستادن بر روی دو پا (رومبرگ) در سطح سخت با چشمان باز (با و بدون اعمال اغتشاش)
	ایستادن بر روی دو پا در سطح نرم (رومبرگ) با چشمان بسته (با و بدون اعمال اغتشاش)
	ایستادن مارشینگ با چشمان باز در سطح سخت (با و بدون اعمال اغتشاش)
	ایستادن مارشینگ با چشمان باز در سطح نرم (با و بدون اعمال اغتشاش)
	ایستادن تاندوم در سطح سخت با چشمان باز (با و بدون اعمال اغتشاش)
	ایستادن تاندوم در سطح نرم با چشمان بسته (با و بدون اعمال اغتشاش)
	مینی اسکات ایستا در سطح سخت با چشمان باز (با و بدون اعمال اغتشاش)
	مینی اسکات ایستا در سطح نرم با چشمان بسته (با و بدون اعمال اغتشاش)
	سرد کردن

CC BY-NC 4.0

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-22]
[DOI: 10.18502/ssu.v32i9.17094]

	گرم کردن
	نیم گام در سطح ناپایدار
	شوت زدن در مقابل ترابند در سطح نرم در جهت داخلی، خارجی، خلفی، قدامی
دینامیک (هفته ۵ الی ۸)	ایستادن بر روی یک پا در سطح سخت با گرفتن و پرتان توپ
	ایستادن بر روی یک پا در سطح نرم با گرفتن و پرتاب توپ
	لانج به سمت جلو در یک موقعیت ثابت (پیشرفت: اضافه کردن باند مقاومتی)
	لانج به پهلو در یک موقعیت ثابت (پیشرفت: اضافه کردن باند مقاومتی)
	ایستادن مارشینگ تک پا بر سطح سخت در مقابل ترابند
	ایستادن مارشینگ تک پا بر سطح نرم در مقابل ترابند
	سرد کردن
	گرم کردن
	راه رفتن به سمت عقب با چشمان باز
	اسکات پشت به دیوار جفت پا
عملکردی (هفته ۹ الی ۱۲)	اسکات در سطح ناپایدار جفت پا
	لانج به سمت جلو با وزنه
	بالا رفتن و پایین آمدن از پله (جلو و عقب)
	بالا رفتن و پایین آمدن از پله (جانب)
	جهش تک پا در صفحه فرونتال در برابر ترابند
	جهش تک پا در صفحه فرونتال در برابر ترباند همراه با گرفتن و پرتاب توپ
	سرد کردن

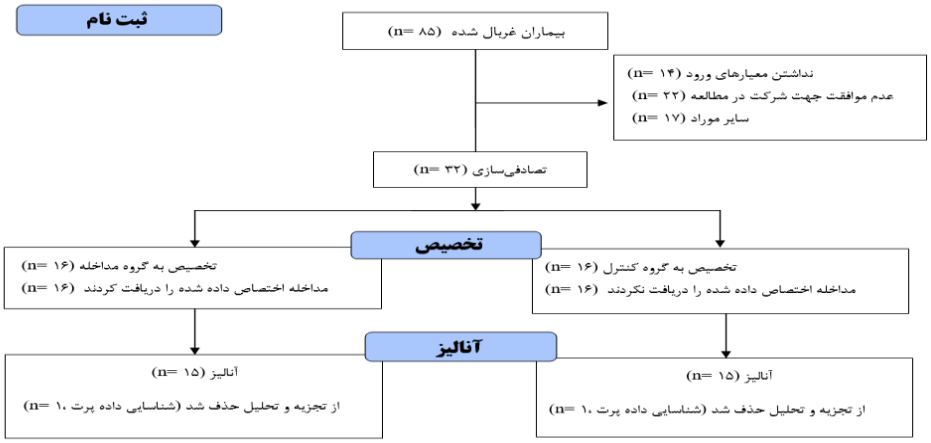
نتایج

اطلاعات دموگرافیک گروه‌ها در جدول ۲ خلاصه شده است. این جدول نشان می‌دهد که تفاوت معناداری در ویژگی‌های دموگرافیک بیماران وجود ندارد (P >۰/۰۵)، بنابراین، توزیع داده‌ها نرمال است (سن: ۲/۰۲ ± ۲۵/۵۳ سال، قد: ۳/۶۳ ± ۱۷۴/۲۰سانتی‌متر، وزن، ۵/۳۹ ± ۷۵/۰۳ کیلوگرم، درد: ۱/۵۶ ± ۵/۸۰، BMI: ۱/۵۲ ± ۲۴/۶۳). لازم به ذکر است که، پس از شناسایی داده‌های پرت یک بیمار از هر گروه حذف شد تا تاثیر این داده‌ها بر نتایج نهایی حذف گردد. در جدول ۳، یافته‌های توصیفی متغیرهای پژوهش ارائه شده‌اند. در این جدول آمار توصیفی مربوط به میانگین و انحراف معیار نمرات درد، ترس از حرکت، قدرت عضلات چهارسر رانی، زاویه فلکشن زانو، مؤلفه‌های VGRF و نرخ بارگذاری به تفکیک گروه تجربی و کنترل در مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون گزارش شده است. یافته‌های حاصل از آزمون کوواریانس طبق جدول ۳ نشان می‌دهد که تفاوت معناداری در کاهش درد ($P<۰/۰۰۱ \eta p^2=$,۰/۷۵۱)، کاهش ترس از حرکت (۰/۷۵۳, $P<۰/۰۰۱ \eta p^2=$)، افزایش قدرت عضلات چهارسرانی (۰/۷۶۳ , $P<۰/۰۰۱ \eta p^2=$)، و افزایش زاویه فلکشن زانو (۰/۷۵۴ =ηp^2 , $P<۰/۰۰۱$) در پس‌آزمون در گروه تجربی مشاهده شد (تصویر ۲). علاوه بر این، نتایج نشان داد که تفاوت معناداری در افزایش اوج نیروی اول (۰/۷۱۳ =ηp^2 ,۰/۰۰۱ >P)، کاهش دره (۰/۸۱۷ =ηp^2 ,۰/۰۰۱>P)، افزایش اوج نیروی دوم (۰/۸۴۵ , $P<۰/۰۰۱ \eta p^2=$) و کاهش نرخ بارگذاری (۰/۸۴۲ =ηp^2 , $P<۰/۰۰۱$) در گروه تجربی مشاهده شد (شکل ۲). آمار توصیفی در جدول ۳ نشان می‌دهد که گروه تجربی با اندازه اثر متوسط یک کاهش ۵۰/۹۴٪ در شدت درد، کاهش ۱۸/۶۴٪ در ترس از حرکت با یک اندازه اثر متوسط، افزایش ۲۹/۵۹٪ در قدرت عضلات چهارسررانی با یک اندازه اثر متوسط، و افزایش ۵۷/۸۰٪ در زاویه فلکشن زانو با یک اندازه اثر متوسط دارد. علاوه بر این، گروه تجربی با یک اندازه اثر متوسط افزایش ۱۱/۶۸٪ در اوج نیروی اول، افزایش ۱۲/۴۷٪ در اوج نیروی دوم با یک اندازه اثر بالا، کاهش ۱۱/۳۹٪ با یک اندازه اثر بالا در نرخ بارگذاری و کاهش ۵/۵۱٪ با اندازه اثر بالا در دره را نشان داد.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.18502/ssu.v32i9.17094]

CC BY-NC 4.0



شکل۱. نمودار انتخاب نمونه‌ها بر اساس کانسورت

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های دموگرافیک را نشان می‌دهد

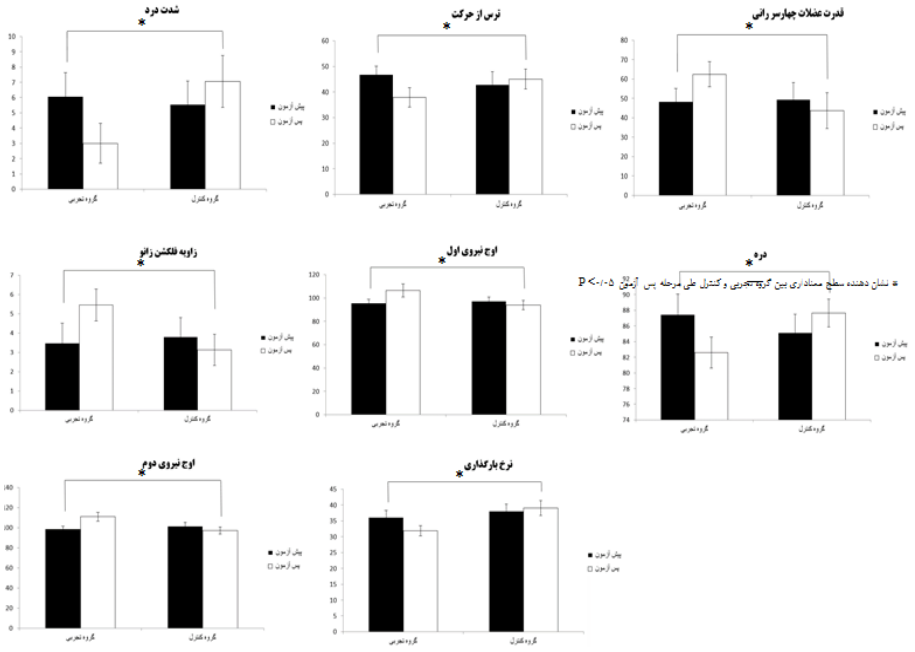
متغیر	گروه تجربی (n= ۱۵)	گروه کنترل (n= ۱۵)	کل جامعه آماری (n= ۳۰)	P
سن (سال)	۲۵/۸۶ ± ۲/۲۹	۲۵/۲۰ ± ۱/۷۴	۲۵/۵۳ ± ۲/۰۲	۰/۱۹۹
قد (سانتی‌متر)	۱۷۳/۸۶ ± ۳/۷۳	۱۷۴/۵۳ ± ۳/۶۲	۱۷۴/۲۰ ± ۳/۶۳	۰/۲۷۲
وزن (کیلوگرم)	۷۶/۵۳ ± ۴/۳۸	۷۳/۵۳ ± ۶/۰۱	۷۵/۰۳ ± ۵/۳۹	۰/۶۸۵
شاخص توده بدنی	۲۵/۱۳ ± ۱/۵۱	۲۴/۱۲ ± ۱/۳۹	۲۴/۶۳ ± ۱/۵۲	۰/۶۰۶
درد (VAS)	۶/۰۶ ± ۱/۵۷	۵/۵۳ ± ۱/۵۵	۵/۸۰ ± ۱/۵۶	۰/۲۱۴

جدول ۳: میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای تحقیق دو گروه تجربی و کنترل در دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون

متغیر	گروه تجربی (n= ۱۵)					گروه کنترل (n= ۱۵)					نتایج آزمون کوواریانس		
	پیش آزمون	پس آزمون	۹۵٪ اطمینان (پس آزمون)		درصد تغییرات	پیش آزمون	پس آزمون	۹۵٪ اطمینان (پس آزمون)		درصد تغییرات	آماره F	مجذور اتا	P
			کران پایین	کران بالا				کران پایین	کران بالا				
درد	± ۱/۵۷ ۶/۰۶	± ۱/۳۰ ۳/۰۰	۲/۲۷	۳/۷۲	- ۵۰/۴۹	± ۱/۵۵ ۵/۵۳	± ۱/۷۰ ۷/۰۶	۶/۱۱	۸/۰۱	+ ۲۷/۶۶	۸۱/۵۵۴	۰/۷۵۱	۰/۰۰۱ *
ترس از حرکت	± ۳/۳۷ ۴۶/۶۶	± ۳/۸۲ ۳۷/۹۳	۳۵/۸۱	۴۰/۰۵	- ۱۸/۶۴	± ۵/۲۱ ۴۲/۸۰	± ۳/۹۵ ۴۵/۰۶	۴۲/۸۷	۴۷/۲۵	+ ۵/۲۸	۸۲/۳۷۶	۰/۷۵۳	۰/۰۰۱ *
قدرت عضلانی	± ۷/۰۱ ۴۸/۲۲	± ۶/۳۹ ۶۲/۴۹	۵۸/۹۵	۶۶/۰۳	+ ۲۹/۵۹	± ۸/۸۸ ۴۹/۲۳	± ۹/۱۹ ۴۳/۶۹	۳۸/۶۰	۴۸/۷۹	- ۱۱/۲۵	۸۶/۸۳۷	۰/۷۶۳	۰/۰۰۱ *
زاویه فلکشن زانو	± ۱/۰۶ ۳/۴۶	± ۰/۸۳ ۵/۴۶	۵/۰۰	۵/۹۲	+ ۵۷/۸۰	± ۱/۰۱ ۳/۸۰	± ۰/۸۳ ۳/۱۳	۲/۶۷	۳/۵۹	- ۱۷/۶۳	۸۲/۲۸۵	۰/۷۵۴	۰/۰۰۱ *
اوج نیروی اول	± ۳/۶۷ ۹۵/۳۵	± ۵/۶۷ ۱۰۶/۴۹	۱۰۳/۳۴	۱۰۹/۶۳	+ ۱۱/۶۸	± ۳/۵۹ ۹۷/۱۸	± ۳/۹۴ ۹۴/۰۲	۹۱/۸۳	۹۶/۲۰	- ۳/۲۵	۶۶/۹۴۹	۰/۷۱۳	۰/۰۰۱ *
دره	± ۲/۶۵ ۸۷/۴۱	± ۱/۹۷ ۸۲/۵۹	۸۱/۴۹	۸۳/۶۸	- ۵/۵۱	± ۲/۳۸ ۸۵/۱۲	± ۱/۷۹ ۸۷/۶۴	۸۶/۶۴	۸۸/۶۳	+ ۲/۹۶	۱۲۰/۶۶۸	۰/۸۱۷	۰/۰۰۱ *
اوج نیروی دوم	± ۲/۸۵ ۹۸/۷۲	± ۴/۴۸ ۱۱۱/۰۴	۱۰۸/۵۶	۱۱۳/۵۲	+ ۱۲/۴۷	± ۴/۲۸ ۱۰۱/۱۱	± ۳/۴۱ ۹۷/۲۸	۹۵/۳۹	۹۹/۱۷	- ۳/۷۸	۱۴۶/۹۸۵	۰/۸۴۵	۰/۰۰۱ *
نرخ بارگذاری	± ۲/۷۳ ۳۵/۹۷	± ۱/۵۶ ۳۱/۸۷	۳۱/۰۱	۳۲/۷۴	- ۱۱/۳۹	± ۲/۲۹ ۳۷/۹۷	± ۲/۳۶ ۳۹/۰۲	۳۷/۷۱	۴۰/۳۳	+ ۲/۷۶	۱۴۳/۹۸۲	۰/۸۴۲	۰/۰۰۱ *

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-22]
[DOI: 10.18502/ssu.v32i9.17094]

CC BY-NC 4.0



شکل۲: میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای تحقیق برای دو گروه تجربی و کنترل در دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون را نشان می‌دهد.

* نشان دهنده سطح معناداری بین گروه تجربی و کنترل طی مرحله پس آزمون P <۰/۰۵

بحث

کارآزمایی بالینی حاضر با هدف ارزیابی تاثیر تمرینات حسی‌حرکتی بر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و نرخ بارگذاری در بیماران با PFP انجام شد. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که پس از دوازده هفته تمرینات حسی‌حرکتی اوج نیروی اول و دوم نیروی عکس‌العمل عمودی زمین افزایش یافت. علاوه بر این، نرخ بارگذاری و دره به‌طور معناداری کاهش یافت. مطالعات پیشین نشان دادند که بین شدت درد، ترس از حرکت، قدرت عضلات چهارسررانی، و زاویه فلکشن زانو با نرخ بارگذاری و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین همبستگی وجود دارد (۵،۶،۷، ۱۱،۱۲). در این راستا، کاهش نرخ بارگذاری و دره، و افزایش اوج نیروی اول و دوم را می‌توان از طریق کاهش درد، کاهش ترس از حرکت، افزایش قدرت عضلانی و افزایش زاویه فلکشن زانو توضیح داد. تغییرات در سطح درد ممکن است به الگوهای حرکتی جبرانی در طول فعالیت‌های عملکردی منجر شود (۱۸،۲۸). یک مطالعه متاآنالیز گزارش کرد که کاهش اوج نیروی اول در بیماران با PFP می‌تواند ناشی از تجربه درد و ترس از حرکت باشد (۳). علاوه بر این، سیلوا و همکاران در سال ۲۰۱۵ نشان دادند که اوج نیروی اول و نرخ بارگذاری با شدت درد همبستگی دارد (۵). به‌طور کلی، بیماران با PFP به دلیل تجربه درد بارگذاری وزن بدن بر اندام مبتلا به PFP را با احتیاط انجام می‌دهند و عمدتا بارگذاری را به اندام سالم یا کم شدت منتقل می‌کنند (۸). اعمال نیروهای مکرر با نرخ بارگذاری افزایش یافته ممکن است ساختارهای مفصلی اندام تحتانی را به خطر بیندازند و به آسیب‌های پرکاری مانند PFP منتهی شود (۸). در این راستا، Esculier و همکاران در سال ۲۰۱۵ دریافتند که زنان با PFP پس از یک دوره توانبخشی کاهش سطح درد و متعاقباً کاهش نرخ بارگذاری عمودی حاصل شد (۳۲). در مقابل، این نویسندگان گزارش کردند که زنان با PFP که کاهشی در شدت درد نداشتند، نرخ بارگذاری عمودی نیز کاهش نیافته بود (۳۲). در نتیجه، یافته ما با یافته‌های Esculier و همکاران در سال ۲۰۱۵ همسو بود (۳۲). به‌نظر می‌رسد که افزایش اوج نیروی اول و بخشی از کاهش نرخ بارگذاری در مطالعه حاضر ناشی از

CC BY-NC 4.0

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-22]
[DOI: 10.18502/ssu.v32i9.17094]

ترس از حرکت باشد. در همین راستا، نشان داده شده است که کاهش ترس از حرکت به‌طور متوسط با کاهش درد و بهبود عملکرد پس از مداخله مرتبط است. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که پس از دوازده هفته تمرینات حسی حرکتی شدت درد در گروه تجربی کاهش یافت که با نتایج مطالعات McCaskey و همکاران (۳۳)، Ahmed و همکاران (۳۴)، همسو می‌باشد. بر اساس شواهد علمی به‌نظر می‌رسد کاهش درد متعاقب تمرینات حسی حرکتی بر اثر تعادل عضلانی ایجاد شده در عضلات پهن خارجی و پهن داخلی باشد که باعث تثبیت راستای طبیعی کشکک درون شیار کندیل ران می‌شود و نیروی فشاری در بخش خارجی مفصل کشککی‌رانی کاهش یافته و شدت درد کاهش می‌یابد (۱۴،۱۶). از سوی دیگر، گزارش شده است که اوج نیروی اول و نرخ بارگذاری با زاویه فلکشن زانو همبستگی دارد (۷،۳۵). هنگام پایین آمدن از پله-ها، کنترل بدن از یک پله به پله دیگر از طریق انقباض اکسنتریک عضلات چهارسررانی حاصل می‌شود (۱۲). به‌طور کلی، انقباض اکسنتریک عضلات چهارسر رانی در مرحله پاسخ بارگذاری به عنوان مکانیزم اصلی جذب ضربه در مرحله پذیرش وزن در نظر گرفته می‌شود (۳۶). با این حال، بیماران با PFP برای کاهش شدت درد، زاویه فلکشن زانو و فعالیت عضلات چهارسررانی را کاهش می‌دهند. اگرچه این رفتار جبرانی یک مکانیسم برای کاهش درد است اما با این‌حال، ممکن است جذب شوک فعال در این بیماران کاهش یافته و نرخ بارگذاری افزایش می‌یابد (۶). علاوه بر این، در مرحله پیشرانه عضلات اکستنسور زانو در شتاب بخشیدن به بدن نقش مهمی دارند و برای مدت زمان کوتاهی از انقباض اکسنتریک به کانسنتریک تغییر عمل داده تا زانو در وضعیت اکستنشن قرار گیرد و بدن به سمت جلو حرکت کند (۳،۱۲). در نتیجه، کاهش فعالیت و ضعف عضلات چهارسر رانی می‌تواند در کاهش اوج نیروی دوم موثر باشد (۳). بنابراین، بر اساس شواهد فوق به نظر می‌رسد کاهش نرخ بارگذاری و دره، و افزایش اوج نیروی دوم متعاقب تمرینات حسی‌حرکتی ناشی از افزایش قدرت عضلات چهارسررانی باشد. عضلات پلانتارفلکشن مچ پا نقش مهمی در پیشبرد بدن به سمت جلو و اوج نیروی دوم دارند (۳) که در این مطالعه قدرت این گروه عضلانی مورد ارزیابی قرار نگرفت و از محدودیت‌های این مطالعه به شمار می‌رود. نتایج مطالعه حاضر در افزایش قدرت عضلانی با مطالعات Ahmed و همکاران در سال ۲۰۱۱ (۳۴)، Moutzouri و همکاران در سال ۲۰۱۹ (۳۷)، Manolopoulos و همکاران در سال ۲۰۱۶ همسو است (۳۸) و با مطالعه Bruhn و همکاران در سال ۲۰۰۴ همسو نمی‌باشد که دلیل آن می‌تواند جمعیت سالم مطالعه باشد (۳۹). در تمرینات حسی‌حرکتی ایمپالس‌های حسی در مورد موقعیت مفصل و تغییر طول- تنش عضلات در سیستم عصبی مرکزی افزایش می‌یابد و توانایی سیستم عصبی در الگوی فراخوانی سریع و بهینه عضلات، افزایش تعداد واحدهای حرکتی فعال و هماهنگی عضلانی به افزایش توانایی تولید نیرو در عضلات منتهی می‌شود (۱۵،۱۶). علاوه بر این، کاهش درد و ترس از حرکت می‌تواند در افزایش قدرت عضلانی موثر باشد. در این راستا، نشان داده شده است که بیماران با PFP به دلیل ترس از درد و حرکت، استفاده از عضلات چهارسررانی را کاهش می‌دهند که در نهایت این گروه عضلات آتروفی می‌شوند (۱۱). از سوی دیگر، در مرحله تمرینات پویا انقباض سریع عضلانی، ترتیب و سینرژیستی انقباض عضلات ترویج یافته و نهایتاً قدرت عضلانی افزایش می‌یابد. در نهایت، تحریک سیستم عصبی مرکزی در تمرینات حسی‌حرکتی یک عامل مهم در افزایش قدرت است (۱۵،۱۶).

در کارآزمایی بالینی حاضر محدودیت‌هایی وجود داشت که لازم است محققان در مطالعات آینده این موارد را مدنظر قرار دهند. اول، در این مطالعه به دلیل قوانین آزمایشگاهی امکان ارزیابی نرخ بارگذاری و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین طی بالارفتن از پله وجود نداشت. دوم، به دلیل محدودیت ابزاری ما قادر به کنترل سرعت حرکت نبودیم. سوم، عضلات پلنتارفلکشن مچ‌پا نقش مهمی در اوج نیروی دوم دارند که ما در این مطالعه قدرت این گروه عضلانی را ارزیابی نکردیم. چهارم، محققان در این مطالعه نرخ بارگذاری و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین را فقط در حین پایین آمدن از پله

CC BY-NC 4.0

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-22]
[DOI: 10.18502/ssu.v32i9.17094]

ارزیابی کردند که یک فعالیت چالش‌انگیز است؛ در نتیجه، نتایج برگرفته از این مطالعه نمی‌تواند به فعالیت‌های با چالش کمتر مانند راه رفتن تعمیم داده شود. پنجم، از آنجایی که جامعه آماری مطالعه حاضر فقط محدود به مردان بود در تعمیم نتایج به جمعیت زنان باید احتیاط شود. ششم، به دلیل عدم بروزرسانی نرم‌افزار Win-FDM-S قادر به ارزیابی نیروهای عکس‌العمل قدامی و خلفی نبودیم.

نتیجه‌گیری

نتایج برگرفته از کارآزمایی بالینی حاضر نشان داد که پس از دوازده هفته تمرینات حسی‌حرکتی شدت درد و ترس از حرکت کاهش و قدرت عضلانی و زاویه فلکشن زانو افزایش یافت. با افزایش ایمپالس‌های آوران قدرت عضلات چهارسر رانی افزایش یافت که می‌تواند به قرار گیری مناسب کشکک در شیار بین کندیلی ران منجر شود و متعاقب آن شدت درد کاهش یابد. با کاهش شدت درد و ترس از حرکت زاویه فلکشن زانو افزایش یافت و جذب شوک فعال توسط عضلات چهارسر رانی ارتقا یافت و الگوی تحمل وزن نیز معتادل شد. در نتیجه، با افزایش قدرت عضلانی، کاهش ترس از حرکت و بهبود زاویه فلکشن زانو، اوج نیروی اول و دوم افزایش و نرخ بارگذاری و دره کاهش یافت. بنابراین، بهتر است که فیزیوتراپیست‌ها تمرینات حسی‌حرکتی را با تمرینات تقویتی سنتی ترکیب کنند تا اثربخشی برنامه‌های توانبخشی افزایش یابد.

سپاس‌گزاری

این مقاله برگرفته از پایان نامه کارشناسی‌ارشد آقای محمدرضا احمدی می‌باشد. بدین‌وسیله از تمامی بیمارانی که در اجرای پژوهش حاضر مشارکت داشتند صمیمانه تشکر می‌کنیم. هم‌چنین از متخصصین آزمایشگاه توانبخشی ورزشی دانشگاه بوعلی سینا که در ارزیابی بیماران همکاری داشتند تشکر و قدردانی می‌کنیم.

حامی مالی: ندارد.

تعارض در منافع: وجود ندارد.

ملاحظات اخلاقی

پروپوزال این تحقیق توسط کمیته اخلاق در پژوهشات زیست پزشکی دانشگاه بوعلی سینا همدان (IR.BASU.REC.1398.001) بررسی و تایید شد.

مشارکت نویسندگان

علی یلفانی و محمدرضا احمدی در ارائه ایده، محمدرضا احمدی در طراحی مطالعه، محمدرضا احمدی در جمع‌آوری داده‌ها، محمدرضا احمدی و آزاده عسگرپور در تجزیه و تحلیل داده‌ها مشارکت داشته و همه نویسندگان در تدوین، ویرایش اولیه و نهایی مقاله و پاسخگویی به سوالات مرتبط با مقاله سهیم هستند.

References:

1-Ahmadi M, Yalfani A, Gandomi F, Rashid K. ***The Effect of Twelve-Week Neurofeedback Training on Pain, Proprioception, Strength and Postural Balance in Men with Patellofemoral Pain Syndrome: A Double-Blind Randomized Control Trial***. Journal of Rehabilitation Sciences & Research 2020; 7(2): 66-74.

2-Yalfani A, Ahmadi M. ***Effect of Neurofeedback Training on Psychological Features and Plantar Pressure Distribution Symmetry in Patients with Patellofemoral Pain: A Ransdomized Controlled Trial***. Journal of Bodywork and Movement Therapies 2024; 40: 1454-9.

3-Yalfani A, Ahmadi M. ***Patients with Patellofemoral Pain Exhibiting Decrease Vertical Ground Reaction Force Compared to Healthy Individuals during Weight***

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.18502/ssu.v32i9.17094]

CC BY-NC 4.0

Bearing Tasks: A Systematic Reviews and Meta-Analysis. Iran J Public Health 2023; 52(2): 254-64.

4-Yalfani A, Ahmadi MR, Gandomi F, Bigdeli N. ***An Investigation of the Lower Extremity Kinematics During Stair Ambulation in People with Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review***. Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation 2021; 9(4): 115-25. [Persian]

5-De Oliveira Silva D, Briani R, Pazzinatto M, Ferrari D, Aragão F, De Azevedo F. ***Vertical Ground Reaction Forces are Associated with Pain and Self-Reported Functional Status in Recreational Athletes with Patellofemoral Pain***. J Appl Biomech 2015; 31(6): 409-14.

6-Briani RV, Pazzinatto MF, Waiteman MC, de Oliveira Silva D, de Azevedo FM. ***Association Between Increase In Vertical Ground Reaction Force Loading Rate And Pain Level In Women With Patellofemoral Pain After A Patellofemoral Joint Loading Protocol***. Knee 2018; 25(3): 398-405.

7-De Oliveira Silva D, Briani RV, Pazzinatto MF, Ferrari D, Aragão FA, de Azevedo FM. ***Reduced Knee Flexion is a Possible Cause of Increased Loading Rates in Individuals with Patellofemoral Pain***. Clin Biom 2015; 30(9): 971-5.

8-Ahmadi M, Yalfani A. ***Do Patellofemoral Pain Patients Have Higher Loading Rate Compared to Healthy Indivalues? A Systematic Review and Meta-Analysis***. Phys Treat Phys Ther 2022; 12(1): 13-22.

9- Paoloni M, Mangone M, Fratocchi G, Murgia M, Saraceni VM, Santilli V. ***Kinematic and Kinetic Features of Normal Level Walking in Patellofemoral Pain Syndrome: More than a Sagittal Plane Alteration***. Journal of Biomechanics 2010; 43(9): 1794-8.

10-Nunes GS, Barton CJ, Viadanna Serrão F. ***Females with Patellofemoral Pain Have Impaired Impact Absorption during a Single-Legged Drop Vertical Jump***. Gait Posture 2019; 68: 346-51.

11-De Oliveira Silva D, Barton CJ, Briani RV, Taborda B, Ferreira AS, Pazzinatto MF, et al. ***Kinesiophobia, but Not Strength is Associated with Altered Movement in Women with Patellofemoral Pain***. Gait Posture 2019; 68: 1-5.

12-Grenholm A, Stensdotter AK, Häger-Ross C. ***Kinematic Analyses during Stair Descent in Young Women with Patellofemoral Pain***. Clin Biomech 2009; 24(1): 88-94.

13-Yalfani A, Lotfi F, Ahmadi M, Asgarpoor A. ***The Effect of Sensorimotor Training on the Plantar Pressure Distribution Symmetry in Healthy Elderly: A Field Trial Study***. PTJ 2022; 12(4): 249-60.

14-Yalfani A, Ahmadi M, Gandomi F. ***The Effect of Twelve Weeks of Sensorimotor Exercises On Distribution Plantar Pressure Variables and Symmetry Index in Patients with Patellofemoral Pain Syndrome: A Randomized Double-Blind Clinical Trial***. Stud Med Sci 2020; 31(6): 445-58. [Persian]

15-Ahmadi M, Yalfani A, Gandomi F. ***Effect of Twelve Weeks of Sensorimotor Training on Pain, Improvement Proprioception, Muscle Strength, and Postural Control in Men with Patellofemoral Pain Syndrome: A Randomized Single-Blind Clinical Trial***. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine 2021; 10(1): 1-3. [Persian]

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.18502/ssu.v32i9.17094]

16-Yalfani A, Ahmadi M, Gandomi F. ***The Effects of 12-Weeks of Senso- rimotor Exercise on Pain, Strength, Pelvic Drop, and Dynamic Knee Valgus in Males With Patellofemoral Pain Syndrome***. PTJ 2020; 10(3): 159-68.

17-Esculier J, Bouyer LJ, Roy J. ***The Effects of a Multimodal Rehabilitation Program on Symptoms and Ground-Reaction Forces in Runners with Patellofemoral Pain Syndrome***. J Sport Rehabil 2016; 25(1): 23-30.

18-Yang C, Best TM, Liu H, Yu B. ***Knee Biomechanical Factors Associated with Patellofemoral Pain in Recreational Runners.*** Knee 2022; 35(48): 87-97.

19-Ophey MJ, Bosch K, Khalfallah FZ, Wijnands AM, van den Berg RB, Bernards NT, et al. ***The Decline Step-Down Test Measuring the Maximum Pain-Free Flexion Angle: A Reliable and Valid Performance Test in Patients with Patellofemoral Pain***. Phys Ther Sport 2019; 36: 43-50.

20-Chaharmahali L, Gandomi F, Yalfani A, Fazaeli A. ***The Effect of Self-Reported Knee Instability on Plantar Pressure and Postural Sways in Women with Knee Osteoarthritis***. J Orthop Surg Res 2021; 16(1): 1-10.

21-Ahmad SN, Letafatkar A, Brewer BW, Sharifnezhad A. ***Comparison of Cognitive Functional Therapy and Movement System Impairment Treatment in Chronic Low Back Pain Patients: A Randomized Controlled Trial***. BMC Musculoskeletal Disorders 2023; 24(1): 684.

22-De Moura Campos Carvalho-e-Silva AP, Peixoto Leão Almeida G, Oliveira Magalhães M, Renovato França FJ, Vidal Ramos LA, Comachio J, et al. ***Dynamic Postural Stability and Muscle Strength in Patellofemoral Pain: Is There a Correlation?.*** Knee 2016; 23(4): 616-21.

23-Toumi H, Best TM, Pinti A, Lavet C, Benhamou CL, Lespessailles E. ***The Role of Muscle Strength & Activation Patterns in Patellofemoral Pain***. Clinical Biomechanics 2013; 28(5): 544–8.

24-Goto S, Aminaka N, Gribble PA. ***Lower-Extremity Muscle Activity, Kinematics, and Dynamic Postural Control in Individuals with Patellofemoral Pain***. J Sport Rehabil 2018; 27(6): 505-12.

25-Gwynne CR, Curran SA. ***Two-Dimensional Frontal Plane Projection Angle Can Identify Subgroups of Patellofemoral Pain Patients Who Demonstrate Dynamic Knee Valgus***. Clin Biomech 2018; 58: 44-8.

26-Di Domenico F, Esposito G, Aliberti S, D'Elia F, D'Isanto T. ***Determining the Relationship Between Squat Jump Performance and Knee Angle in Female University Students***. J Funct Morphol Kinesiol 2024; 9(1): 26.

27-Fernández-González P, Koutsou A, Cuesta-Gómez A, Carratalá-Tejada M, Miangolarra-Page JC, Molina-Rueda F. ***Reliability of Kinovea® Software and Agreement with a Three-Dimensional Motion System for Gait Analysis in Healthy Subjects***. Sensors 2020; 20(11): 3154.

28-Yalfani A, Ahadi F, Ahmadi M, Asgarpoor A. ***Relationship between Exacerbating Patellofemoral Pain And Dynamic Knee Valgus in Females with Patellofemoral Pain after a Patellofemoral Joint Loading Protocol : A Cross-Sectional***. Phys Ther Sport 2024; 67: 13-8.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.18502/ssu.v32i9.17094]

CC BY-NC 4.0

*29-*Winter DA. ***Biomechanics and Motor Control of Human Movement***. John Wiley & Sons; 2009 Oct 12.

*30-*Page P. ***Sensorimotor Training: A "Global" Approach For Balance Training***. Journal of Bodywork Therapies 2006; 10(1): 77-84.

*31-*Cohen J. ***Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences***. 2nd Edition. New York: Lawerence Erlbaum Associates; 1988.

*32-*Esculier JF, Roy JS, Bouyer LJ. ***Lower Limb Control and Strength in Runners with and without Patellofemoral Pain Syndrome***. Gait Pos 2015; 41(3): 813-9.

*33-*McCaskey MA, Schuster-Amft C, Wirth B, de Bruin ED. ***Effects of Postural Specific Sensorimotor Training in Patients with Chronic Low Back Pain: Study Protocol for Randomised Controlled Trial***. Trials 2015: 16: 571

*34-*Ahmed AF. ***Effect of Sensorimotor Training on Balance in Elderly Patients with Knee Osteoarthritis***. J Adv Res 2011; 2(4): 305-11.

*35-*Luc-Harkey BA, Franz JR, Blackburn JT, Padua DA, Hackney AC, Pietrosimone B. ***Real-Time Biofeedback Can Increase and Decrease Vertical Ground Reaction Force, Knee Flexion Excursion, and Knee Extension Moment During Walking in Individuals with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction***. J Biomech 2018; 76: 94-102.

*36-*Powers CM, Heino JG, Rao S, Perry J. ***The Influence of Patellofemoral Pain on Lower Limb Loading during Gait***. Clin Biomech 1999; 14(10): 722–8.

*37-*Moutzouri M, Coutts F, Gliatis J, Billis E, Tsepis E, Gleeson N. ***Early Initiation of Home-Based Sensori-Motor Training Improves Muscle Strength , Activation and Size in Patients after Knee Replacement : A Secondary Analysis of a Controlled Clinical Trial.*** BMC Musculoskelet Disord 2019; 20(1): 231.

*38-*Manolopoulos K, Gissis I, Galazoulas C, Manolopoulos E, Patikas D, Gollhofer A, Kotzamanidis C. ***Effect of Combined Sensorimotor-Resistance Training on Strength, Balance, and Jumping Performance of Soccer Players***. J Strength Cond Res 2016; 30(1): 53-9.

*39-*Bruhn S, Kullmann N, Gollhofer A. ***The Effects of a Sensorimotor Training and a Strength Training on Postural Stabilisation, Maximum Isometric Contraction and Jump Performance***. Int J Sports Med 2004; 25(1): 56-60.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.18502/ssu.v32i9.17094]

Journal of Shahid Sadoughi University of Medical Sciences
Vol 32| NO 9 | Nov 2024

Received: 5 July 2024
Accepted: 8 Sep 2024

Effect of Sensorimotor Rehabilitation Protocol on Vertical Ground Reaction Force and Loading Rate in Men with Patellofemoral Pain: A Randomized Controlled Trial

Ali Yalfani[†1], Mohamadreza Ahmadi[1], Azadeh Asgarpoor[1]

Original Article

Introduction: The change of vertical ground reaction force and loading rate rate is a important factor in causing patellofemoral pain (PFP). The aim of this study was the effect of sensory-motor exercises on the vertical ground reaction force and loading rate in patients with PFP when stair descent.

Methods: A total of 30 patients with PFP participated and were randomly divided into two experimental and control groups (15 subject in each group). Over a period of twelve weeks, the experimental group engaged in sensorimotor exercises, while the control group did not receive any therapeutic intervention. Pain intensity, fear of movement, quadriceps muscle strength, knee flexion angle, components of vertical ground reaction force and loading rate were evaluated in two stages pre-test and post-test. For data analysis SPSS 16 software and the covariance statistical method were used to compare the results between groups, and the significance level was considered 0.05.

Results: The analysis of covariance analysis indicated that sensorimotor exercises in the experimental group compared to the control group had a significant difference in reduced pain ($P< 0.001$), reduced fear of movement ($P< 0.001$), incresed quadriceps muscle strength ($P< 0.001$), incresed knee flexion angle ($P< 0.001$), components of vertical ground reaction force ($P< 0.001$), and reduced loading rate ($P <0.001$).

Conclusion: The finding suggest that the experimental group experienced a boost in in quadriceps muscle strength, leading to diminished pain and fear of movement, an increase in knee flexion angle, and enhanced active shock absorption. Consequently, there was an increase in both peak forces while the loading rate and valley foce decreased.

Keywords: Patellofemoral pain, Kinetic, Kinematic, Exercises.

Citation: Yalfani A, Ahmadi M.R, Asgarpoor A. **Effect of Sensorimotor Rehabilitation Protocol on Vertical Ground Reaction Force and Loading Ratein Men with Patellofemoral Pain: A Randomized Controlled Trial.** J Shahid Sadoughi Uni Med Sci 2024; 32(9): 8241-55.

[1]Department of Exercise Rehabilitation, Faculty of Sports Sciences, Bu- Ali Sina University, Hamedan, Iran.
***Corresponding author: Tel:** 09183155478**, email:** yalfani@basu.ac.ir

CC BY-NC 4.0

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-22]
[DOI: 10.18502/ssu.v32i9.17094]