

اثر دوازده هفته تمرینات حسی حرکتی بر متغیرهای توزیع فشار کفپایی و شاخص تقارن در بیماران با سندروم درد کشککی رانی: یک کارآزمایی بالینی دو سور کور تصادفی شده

علی یلفانی^{۱*}، محمدرضا احمدی^۲، فرزانه گندمی^۳

تاریخ دریافت ۱۳۹۹/۱۲/۰۹ تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۰۳/۲۷

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: در بیماران با سندروم درد کشککی رانی وجود درد، اختلال حس عمقی و عصبی عضلانی منجر به اختلال کنترل وضعیتی شده که سبب توزیع فشار کفپایی غیرطبیعی می‌شود. هدف مطالعه حاضر اثر دوازده هفته تمرینات حسی حرکتی بر متغیرهای توزیع فشار کفپایی و شاخص تقارن در بیماران با سندروم درد کشککی رانی است.

مواد و روش کار: این مطالعه با یک گروه تجربی (۱۶ بیمار) و یک گروه کنترل (۱۶ بیمار) انجام شد. اندازه‌گیری متغیرهای توزیع فشار کفپایی با استفاده از یک دستگاه اندازه‌گیری فشار کفپا در حالت ایستاده به صورت دوپا و چشمان باز ثبت شد. گروه تجربی به مدت دوازده هفته، سه بار در هفته و هر جلسه یک ساعت تمرینات حسی حرکتی را انجام دادند و گروه کنترل طی این وهله زمانی تحت هیچ‌گونه مداخله درمانی قرار نگرفتند. جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ و روش آماری کوواریانس استفاده شد.

یافته‌ها: تمرینات حسی حرکتی به کاهش درد ($P=0/001$)، متغیرهای بیضی اطمینان ۹۵ درصد شامل، طول محور مینور ($P=0/001$)، طول محور مازور ($P=0/002$)، محدوده نوسانات ($P=0/001$) و متغیرهای نوسانات مرکز فشار شامل: طول مسیر ($P=0/001$)، میانگین سرعت ($P=0/001$)، نوسانات داخلی - خارجی ($P=0/001$)، نوسانات قدامی - خلفی ($P=0/002$) منجر شد و تقارن توزیع فشار کفپایی نیز بهبود یافت.

بحث و نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد تمرینات حسی حرکتی با کاهش درد، بهبود حس عمقی، هم‌انقباضی، فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی عضلات به کاهش نوسانات وضعیتی و بهبود تقارن توزیع فشار کفپایی در بیماران مبتلا به سندروم درد کشککی رانی منجر می‌شود.

کلیدواژه‌ها: سندروم درد کشککی رانی، توزیع فشار کفپایی، تمرینات حسی حرکتی

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و یکم، شماره ششم، ص ۴۵۸-۴۴۵، شهریور ۱۳۹۹

آدرس مکاتبه: همدان، دانشگاه بوعلی سینا، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، تلفن: ۰۹۱۸۳۱۵۵۴۷۸

Email: ali_yalfani@yahoo.com

مقدمه

کشککی رانی دو عامل داخلی و خارجی گزارش شده است؛ عوامل داخلی شامل کشش خارجی کشکک، بالا قرار گرفتن کشکک، سفتی رتیناکولم، افزایش زاویه Q و تأخیر در فعال‌سازی هم‌زمان عضلات پهن داخلی و خارجی است؛ عوامل خارجی شامل تغییر الگوی حرکتی اندام تحتانی و فعالیت‌های بدنی با تناوب بالا و مدت‌زمان طولانی می‌باشد؛ اما با این حال علت اصلی وقوع این سندروم هنوز مشخص نشده و به‌عنوان یک سیاه‌چال ارتوپدی شناخته شده است (۴). از جمله مداخلات توان‌بخشی صورت پذیرفته در این حیطه می‌توان به تمرینات کششی، تمرینات تقویتی زنجیره باز و بسته،

سندروم درد کشککی رانی به درد قسمت قدامی یا خلفی کشکک اشاره دارد که طی فعالیت‌هایی مانند، دویدن، پریدن، بالا و پایین رفتن از پله و سایر فعالیت‌هایی که با بارگذاری مفصل کشککی رانی همراه است افزایش می‌یابد (۱). این سندروم حدود ۲۵ درصد از کل آسیب‌های زانو و ۵/۴ درصد از کل آسیب‌های بدن را به خود اختصاص داده که ۷۰ درصد مبتلایان در دامنه سنی ۱۶ الی ۲۵ سال هستند (۲) و زنان ۲/۲۳ درصد بیشتر از مردان مستعد ابتلا به این بیماری می‌باشند (۳). علت وقوع و توسعه سندروم درد

^۱ دانشیار گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران (نویسنده مسئول)

^۲ کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

^۳ استادیار گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه رازی، کرمانشاه، ایران

بنابراین هدف مطالعه حاضر اثر دوازده هفته تمرینات حسی حرکتی بر متغیرهای توزیع فشار کف پای و شاخص تقارن در بیماران با سندروم درد کشککی رانی است.

مواد و روش کار

طرح تحقیق:

پژوهش حاضر یک کار آزمایشی بالینی تصادفی کنترل شده دو سوکور می باشد که جامعه آماری آن متشکل از بیماران مبتلا به سندروم درد کشککی رانی یک طرفه (زائوی سمت راست به عنوان پای غالب بیماران که مبتلا به بیماری سندروم درد کشککی رانی باشد) است. فرآیند گزینش بیماران از ۱۰ فروردین ماه سال ۱۳۹۸ تا ۱۷ خرداد همان سال از بیمارانی که به کلینیک های ارتوپدی مراجعه کرده بودند با تشخیص و تأیید متخصص ارتوپد زانو انجام شد. قبل از ورود بیماران به آزمایشگاه محقق در مورد روند مطالعه حاضر نکات اصلی را در اختیار بیمار قرار داد و پس از اطلاع از روند مطالعه با امضا فرم رضایت نامه آگاهانه مجاز به شرکت در پژوهش حاضر شده و به دو گروه تجربی و کنترل تقسیم شدند. تمامی آزمایشات طی دو مرحله قبل و بعد از مداخله در آزمایشگاه توان بخشی توسط متخصصین آزمایشگاهی انجام شد. این پروژه توسط کمیته ملی اخلاق در پژوهش های زیست پزشکی IR.BASU.1398.001 و مرکز کار آزمایشی بالینی IRCT 20191209045669N1 تأیید و ثبت شده و مطابق با اعلامیه هلسینکی ۲۰۰۸ انجام شده است.

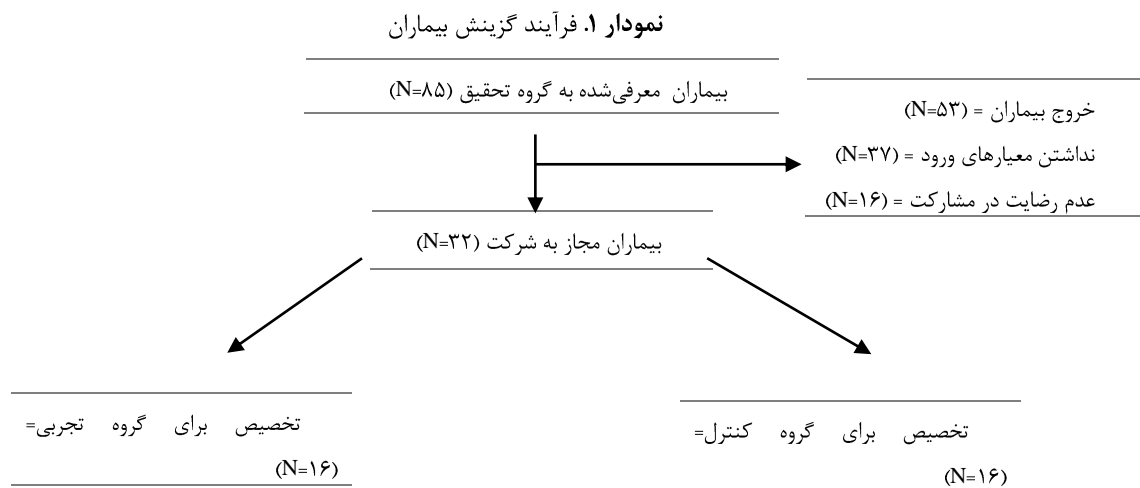
جامعه آماری:

جامعه آماری پژوهش حاضر را بیماران مبتلا به سندروم درد کشککی رانی یک طرفه (زائوی سمت راست به عنوان پای غالب بیماران) در دامنه سنی ۱۸ الی ۳۵ سال تشکیل دادند. متخصص ارتوپدی زانو برای غربالگری بیماران از تست پایین آمدن پله (ICC=۰/۹۱) استفاده کرد (۱۶). برای تعیین حجم نمونه از نرم افزار G*Power نسخه ۲۱ استفاده شد که مقادیر اعمال شده شامل (0.80=توان، 0.25=اندازه اثر، $\alpha=0.05$) بود (۱۷). حجم

نواربندی کشکک، تحرک بخشی مفصلی و ارتزهای پا اشاره نمود؛ اما تاکنون پروتکل درمانی جامعی برای این سندروم مشخص نشده است (۵) و معمولاً ۸۰ درصد بیمارانی که در عین حال مداخلات توان بخشی را دریافت نموده اند پس از اتمام دوره درمان وجود درد را گزارش می کنند (۶) که می تواند بر اثر سازگاری درد در سیستم عصبی مرکزی باشد (۷). تئوری سازگاری درد به تغییرات سیستم کنترل حرکتی دلالت دارد که شامل دو بخش کنترل وضعیتی و حرکت می باشد (۸). کنترل وضعیتی به توانایی حفظ مرکز ثقل در داخل سطح اتکا اشاره دارد که از اجزای کنترل حسی حرکتی است (۹)؛ بر اساس نتایج مطالعات پیشین، ضعف کنترل وضعیتی در بیماران با سندروم درد کشککی رانی گزارش شده است که دلایل آن، درد، اختلال حس عمقی، تأخیر در فعال سازی و ضعف عضلانی می باشد (۱۰). حس عمقی مهم ترین جز سیستم حسی حرکتی و دوک عضلانی مهم ترین منبع حس عمقی می باشند، اطلاعات حس عمقی در سطح نخاع، ساقه مغز و مراکز بالاتر قشر مغز، عقده های قاعده ای و مخچه پردازش می شود و نقش مهمی در برنامه ریزی حرکتی مناسب و درک موقعیت بیومکانیکی و فضایی از سگمنتال ها دارد (۱۱). درد مشخصه بارز سندروم درد کشککی رانی است که می تواند بر سازمان دهی قشر حسی حرکتی و حس عمقی تأثیر منفی گذارد و در کوتاه مدت به اختلال اجزای کنترل عصبی عضلانی و در بلندمدت به اختلال در واحدهای حرکتی ارسالی از دستگاه عصبی مرکزی به عضلات منجر شده و سبب علائم بالینی از قبیل اختلال کنترل وضعیتی و اختلالات اسکلتی عضلانی شود (۱۱، ۱۲). در همین راستا Yalfani و همکاران در مطالعه خود اظهار نمودند، به دنبال درد، اختلال حس عمقی و متعاقباً اختلال کنترل وضعیتی در بیماران با سندروم درد کشککی رانی، توزیع فشار کف پای و شاخص تقارن در این گروه از بیماران از حالت طبیعی خارج می شود و می تواند یک عامل در جهت وقوع و توسعه این سندروم باشد (۱۳)؛ بنابراین به نظر می رسد بارگذاری بر مفصل زانو و مفصل کشککی رانی به توزیع نیرو و الگوی بارگذاری پا وابسته باشد (۱۴). ارزیابی توزیع فشار کف پای با روشن ساختن تعامل کف پا و زمین، استراتژی های حرکتی اتخاذ شده اندام تحتانی در حین انجام وظایف حرکتی را مورد بررسی قرار می دهد و یک پایه علمی را برای توان بخشی این گروه از بیماران فراهم می سازد؛ باین حال اطلاعات محدودی در مورد ویژگی های بارگذاری کف پا در بیماران مبتلا به سندروم درد کشککی رانی وجود دارد و به تحقیقات بیشتری در این زمینه نیاز است (۱۵). تمرینات حسی حرکتی توسط جاندا پدر علم عدم تعادل عضلانی از دیدگاه نورولوژی تدوین شده که برای مدیریت درد بیماران مبتلا به سندرم درد اسکلتی عضلانی مزمن، اصلاح عدم تعادل عضلانی و برنامه حرکتی صحیح در سطح سیستم عصبی مرکزی می باشد،

کشکی‌رانی، افیوژن مفصل زانو، استفاده از فیزیوتراپی برای درمان زانودرد در سال گذشته، دفورمیتی اندام تحتانی و یا در صورت استفاده هفتگی از داروهای ضدالتهاب از مطالعه حاضر خارج شدند (۱۸، ۱۹). پس از اتمام آزمایشات تمامی بیماران بر اساس سن، قد، وزن، شاخص BMI همگن شدند و توسط نرم‌افزار Random Number Generator تصادفی سازی شده و سپس بر اساس پنهان‌سازی تخصیص به روش SNOSE به یکی از دو گروه تجربی و کنترل تقسیم شدند.

نمونه ۳۲ نفر مرد (تجربی: ۱۶ نفر، کنترل: ۱۶ نفر) مبتلا به سندروم درد کشکی‌رانی است که مطابق معیارهای ورود و خروج مجاز به شرکت در این مطالعه شدند. معیارهای ورود شامل: وجود درد بیش از ۶ هفته 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. معیارهای خروج شامل: آسیب و درد ران، ستون فقرات کمری، سایر ساختارهای مفصل زانو مانند تاندون کشکی، سابقه جراحی، اختلالات نورولوژیکی، ناپایداری مفصل



به‌صورت دو پا و با چشمان باز ایستاده و هر دو دست به‌صورت آویزان در کنار بدن قرار داشت، به‌منظور پیشگیری از اختلال در سیستم دهلیزی و حرکات سر به بیماران آموزش داده شد تا در تمام مدت اجرای آزمون به نشانگر با قطر ۱۰ سانتی‌متری که در فاصله ۲ متری از بیمار بر روی دیوار قرار داشت، نگاه کند. آزمون برای ۳ بار با زمان ۳۰ ثانیه اجرا شد و زمان استراحت بین هر آزمون ۲ دقیقه در نظر گرفته شد؛ در نهایت میانگین این سه آزمون برای محاسبه نهایی ثبت گردید (۱۳). تجزیه و تحلیل اطلاعات مربوط به متغیرهای توزیع فشار توسط نرم‌افزار Win FDM-S stance ورژن 01.02.09 محاسبه شد که شامل متغیرهای بیضی اطمینان ۹۵ درصد اعم از: طول محور مینور، طول محور مایژور، محدوده نوسانات، و متغیرهای نوسانات مرکز فشار اعم از: طول مسیر، میانگین سرعت، انحراف استاندارد نوسانات داخلی - خارجی، انحراف استاندارد نوسانات قدامی - خلفی می‌باشد (۲۳). برای اندازه‌گیری شاخص تقارن کف-پایی بین دو پا از فرمول ۱ و شاخص تقارن بین قسمت جلو و عقب پا از فرمول ۲ استفاده شد و در نرم‌افزار اکسل نسخه ۲۰۱۶ محاسبه گردید (۲۳).

روند آزمایشگاهی

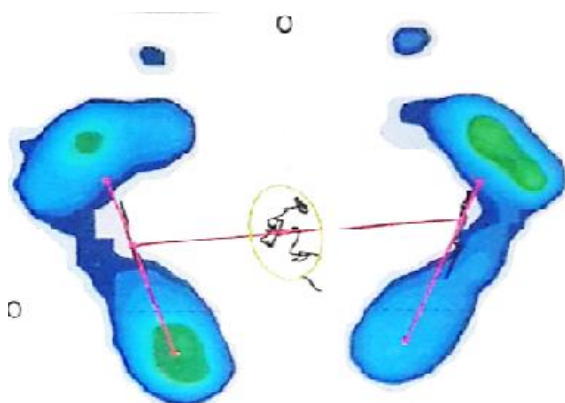
مرحله اول: در این مرحله اطلاعات دموگرافیک موردنظر شامل: قد، وزن و شاخص BMI (اندازه‌گیری با ترازو دیجیتالی) و سن آزمودنی‌ها ارزیابی و ثبت شد.

مرحله دوم: مربوط به اندازه‌گیری شدت درد ادراکی طی فعالیت‌های روزانه بود که از مقیاس آنالوگ بصری ۱۰ سانتی‌متری (ICC=۰/۹۱) استفاده شد (۲۰)؛ پایایی این مقیاس برای بیماران سندروم درد کشکی‌رانی ۷۷ درصد تا ۷۹ درصد می‌باشد (۲۱).

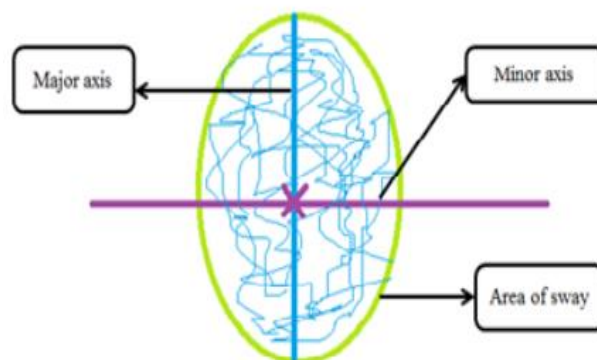
مرحله سوم: مربوط به ارزیابی متغیرهای توزیع فشار کف‌پایی و شاخص تقارن بود که از دستگاه اندازه‌گیری فشار کف‌پا FDM-S Plantar Pressures ساخت کمپانی زیبرس کشور آلمان استفاده شد (ICC=۰/۹۱) (۲۲). این دستگاه دارای یک صفحه به ابعاد ۳۴×۵۴ سانتی‌متر و دارای ۲۵۶۰ سنسور فعال با حساسیت بالا (۱ سنسور در هر سانتی‌متر مربع) و نرخ نمونه‌برداری ۵۰ هرتز و سطح خطای ۵ درصدی است که میزان فشار را در دامنه ۱۲۰-۱ نیوتن بر سانتی‌متر مربع ثبت می‌کند (۲۳). بیمار با راهنمایی آزمونگر با پای‌برهنه بر روی قسمت مشخص شده بر روی صفحه

$$\text{SI} = \frac{\text{Right Force}}{\text{Right Force} + \text{Left Force}} \quad \text{(فرمول ۱)}$$

$$\text{SI} = \frac{\text{Forward Force}}{\text{Forward Force} + \text{Backward Force}} \quad \text{(فرمول ۲)}$$



شکل (۲): میانگین توزیع نیرو و نوسانات مرکز فشار قبل از مداخله

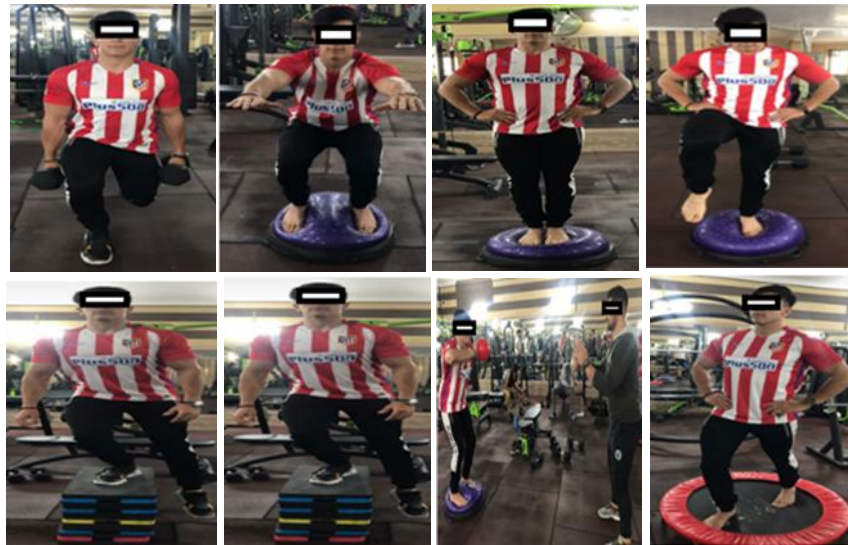


شکل (۱): بیضی اطمینان ۹۵ درصد

پروتکل تمرینات حسی حرکتی:

تمرینات حسی حرکتی به مدت دوازده هفته سه بار در هفته و هر جلسه به مدت یک ساعت (۵ دقیقه گرم کردن + ۵۰ دقیقه اجرای تمرینات + ۵ دقیقه سرد کردن) تحت نظارت متخصص توانبخشی انجام شد. پروتکل مطالعه حاضر بر اساس رویکرد جاندا پدر علم عدم تعادل عضلانی از دیدگاه نورولوژی طراحی شده است و تمامی حرکات طراحی شده از مطالعات و منابع معتبری استخراج گردید. این پروتکل درمانی سه مرحله استاتیک، داینامیک و عملکردی را در بر می‌گرفت و توسط به چالش کشیدن وضعیت بدنی، مرکز ثقل و سطح اتکا پیشرفت می‌کرد، مدت‌زمان هر تمرین ۵ الی ۲۰ ثانیه است؛ تعداد تکرارها برای تمرینات سخت ۵ و برای تمرینات آسان تا ۲۰ تکرار بود، اما باین‌حال کمیت‌های تمرینی که ارائه شده است به‌عنوان یک پایه پروتکل می‌باشد زیرا، اجرای چالش‌ها و حرکات نباید از توانایی موفق بیمار در حفظ کنترل یا بازگشت به حالت اولیه فراتر رود و هنگامی که کیفیت حرکات بیمار کاهش می‌یابد اجرای حرکات متوقف گردد تا بیمار بهبود یابد و استراحت کند، در نتیجه اجرای تمرینات در درجه اول باید بر اساس حفظ حرکت با کیفیت باشد نه بر اساس خستگی یا زمان یا تعداد از پیش تعیین شده که این امر مخالف تمرینات سنتی می‌باشد، اجرای تمرینات برای هر بیمار با یک چالش کوتاه یا اولیه اجرا می‌شد

که هدف از این کار آزمودن توانایی بیمار در حفظ مرکز ثقل در سطح اتکا است، سپس تمرینات چالش‌های داینامیک سریع بخش-های مختلف بدن اجرا شد، اصل پیشرفت بدین‌صورت بود که اجرای تمرینات از سطوح پایدار به ناپایدار، بدون اغتشاش به با اغتشاش، چشمان باز به چشمان بسته اجرا می‌شد؛ درنهایت هدف هر مرحله از تمرینات که پیش‌تر ذکر گردید شامل، مرحله اول استاتیک: آموزش و تمرین کنترل مرکز ثقل روی سطح اتکا در زمان حفظ وضعیت‌های قرارگیری پاسچر ساده مربوط به عملکردهای نگهداری ایستادن صاف یا تعادل می‌باشد، این مرحله عملکرد تونیک یا حفظ فعال‌سازی هم‌زمان و ثابت اسکلت بندی محوری را توسعه می‌دهد که شامل: اصلاح وضعیت بدنی، تحریک حس عمقی و چالش‌های پیش‌رونده برای سطح اتکا و مرکز ثقل را شامل می‌شود؛ مرحله داینامیک بر روی ناحیه مرکزی بدن به وسیله حرکت اندام‌ها ایجاد می‌گردد؛ 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 و 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 (۷، ۲۴). جدول ۱ پروتکل درمانی و تصویر ۱ اجرای پروتکل درمانی را نشان می‌دهد.



تصویر (۱). اجرای پروتکل درمانی

تجزیه تحلیل آماری

برای تجزیه و تحلیل آماری از نرم افزار SPSS نسخه ۲۱ استفاده شد و سطح معناداری و سطح اطمینان برای تجزیه و تحلیل تمامی داده‌ها به ترتیب ۰/۵ و ۹۵ درصد در نظر گرفته شد. جهت از اطمینان نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیروویلک و همگنی واریانس‌ها از

آزمون لون و جهت بررسی اثر متقابل زمان بر گروه (تجربی و کنترل) از روش آماری کوواریانس (ANCOVA) استفاده گردید. لازم به ذکر است که تجزیه و تحلیل آماری توسط متخصص آمار انجام شد که در مورد تخصیص گروه‌ها و متغیرها و هدف پژوهش حاضر اطلاعی نداشت.

جدول (۱): پروتکل درمانی

مرحله	تمرین
	گرم کردن
استاتیک (هفته ۱ الی ۴)	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
	گرم کردن
دینامیک (هفته ۵ الی ۸)	نیم گام در سطح پایدار و ناپایدار
	شوت زدن در مقابل تراباند در سطح سخت و نرم در جهت داخلی، خارجی، خلفی، قدامی
	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
	لانچ به سمت جلو در یک موقعیت ثابت (پیشرفت: اضافه کردن باند مقاومتی)

لائیج به پهلو در یک موقعیت ثابت (پیشرفت: اضافه کردن باند مقاومتی)	
ایستادن مارشینگ تک پا بر سطح سخت در مقابل تراباند	
ایستادن مارشینگ تک پا بر سطح نرم در مقابل تراباند	
سرد کردن	
گرم کردن	
راه رفتن به سمت عقب با چشمان باز	
اسکات پشت به دیوار جفت پا	
اسکات در سطح ناپایدار جفت پا	عملکردی (هفته ۹ الی
لائیج به سمت جلو با وزنه	۱۲)
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 تراباند	
جهش تک پا در صفحه فرونتال در برابر تراباند همراه با گرفتن و پرتاب توپ	
سرد کردن	

یافته‌ها

جدول ۲ مشخصات دموگرافیک بیماران در دو گروه را نشان می‌دهد که از نظر آماری نرمال بودند ($P > 0.05$) بنابراین جهت تحلیل داده‌ها از آزمون پارامتریک کوواریانس استفاده شد.

جدول (۲): نتایج آزمون شاپیروویلیک

متغیر	گروه تجربی	گروه کنترل	سطح معناداری
سن	۲۵/۶۰ ± ۲/۳۵	۲۵/۰۰ ± ۱/۹۳	۰/۱۸۱
قد	۱۷۳/۴۰ ± ۳/۸۱	۱۷۴/۹۳ ± ۴/۰۹	۰/۰۶۳
وزن	۷۳/۴۰ ± ۵/۷۶	۷۴/۳۳ ± ۶/۴۳	۰/۲۹۶
BMI	۲۴/۴۴ ± ۱/۶۷	۲۴/۲۶ ± ۱/۳۴	۰/۸۷۱

نتایج تحلیل داده‌های جدول شماره ۳ نشان می‌دهد که شدت درد به‌طور معناداری پس از دوازده هفته تمرینات حسی حرکتی کاهش یافته است.

جدول (۳): نتایج آزمون کوواریانس برای درد

متغیر	گروه	میانگین ± انحراف استاندارد		P-value
		قبل از تمرین	بعد از تمرین	
درد	تجربی	۶/۰۰ ± ۱/۱۳	۲/۶۶ ± ۱/۱۷	×۰/۰۰۱
	کنترل	۷/۰۰ ± ۱/۸۵	۶/۵۳ ± ۱/۳۵	

نتایج تحلیل داده‌های جدول شماره ۴ و ۵ نشان می‌دهد که پس از دوازده هفته تمرینات حسی حرکتی مقدار عددی تمامی متغیرهای بیضی اطمینان ۹۵ درصد و مرکز فشار در گروه تجربی به‌طور معناداری کاهش یافته‌اند، پس در نتیجه کنترل پاسچر بهبود یافته است.

جدول (۴): نتایج آزمون کوواریانس برای متغیرهای بیضی اطمینان ۹۵ درصد (بر حسب نیوتون)

P-value	مجذور اتا	Power	F	میانگین \pm انحراف استاندارد		گروه	متغیر
				قبل از تمرین	بعد از تمرین		
×۰/۰۰۱	۰/۸۸۸	۱	۲۱۲/۹۷۰	۴/۷۳ \pm ۲۴/۰۶	۴/۶۰ \pm ۲۴/۰۶	تجربی	طول محور
				۳۰/۲۰	۳۵/۷۳ \pm ۳/۱۷		
×۰/۰۰۲	۰/۸۲۰	۰/۹۳۶	۱۲۲/۸۰۵	۴/۱۸ \pm ۲۶/۶۷	۴/۶۷ \pm ۲۶/۶۷	تجربی	طول محور
				۲۹/۵۴	۳۴/۷۱ \pm ۳/۸۰		
×۰/۰۰۱	۰/۷۲۳	۱	۷۰/۳۷۷	۶۸/۰۹ \pm ۴۸/۳۶	۴۸/۳۶ \pm ۴۸/۳۶	تجربی	محدوده نوسان
				۱۶۴/۷۳	۱۰۰/۲۶		
×۰/۰۰۱	۰/۷۲۳	۱	۷۰/۳۷۷	۸۸/۸۷ \pm ۹۰/۸۹	۹۰/۸۹ \pm ۹۰/۸۹	کنترل	محدوده نوسان
				۱۷۹/۴۰	۲۳۴/۸۶		

جدول (۵): نتایج آزمون کوواریانس برای متغیرهای مرکز فشار (بر حسب نیوتون)

P-value	مجذور اتا	Power	F	میانگین \pm انحراف استاندارد		گروه	متغیر
				قبل از تمرین	بعد از تمرین		
×۰/۰۰۱	۰/۸۹۷	۱	۲۳۴/۸۷۳	۱۱۷/۲۰ \pm ۳۵/۶۸	۱۸/۱۷ \pm ۸۰/۶۰	تجربی	طول مسیر
				۲۶/۱۹ \pm ۱۱۳/۰۰	۱۳۴/۱۳ \pm ۱۷/۶۴		
×۰/۰۰۱	۰/۹۰۷	۱	۲۶۴/۱۹۶	۶۱/۰۷ \pm ۳۰/۶۶	۴/۹۳ \pm ۱۹/۲۰	تجربی	میانگین سرعت
				۶/۱۲ \pm ۲۹/۴۰	۵/۳۳ \pm ۴۰/۵۳		
×۰/۰۰۱	۰/۶۱۹	۱	۴۳/۸۹۰	۴/۹۵ \pm ۲۸/۱۳	۳/۸۸ \pm ۱۸/۰۸	تجربی	نوسانات داخلی - خارجی
				۷/۱۸ \pm ۲۷/۴۰	۶/۶۱ \pm ۳۳/۲۰		
×۰/۰۰۲	۰/۶۰۴	۰/۸۹۵	۰/۶۰۴	۴/۴۵ \pm ۲۲/۶۶	۳/۵۹ \pm ۱۶/۶۸	تجربی	نوسانات قدامی - خلفی
				۶/۴۳ \pm ۲۴/۳۰	۴/۱۳ \pm ۳۱/۳۳		

پای چپ است (۱۳)؛ همچنین بر اساس مطالعات پیشین و دستورالعمل دستگاه فشار کف پای نسبت طبیعی توزیع نیرو در قسمت عقب پا ۶۶ و در قسمت جلو پا ۳۳ می باشد (۴۰، ۴۱)، مقدار عددی $SI = ۳۳$ نشان دهنده توزیع طبیعی نیرو در قسمت جلو و عقب پا است و $SI > ۳۳$ نشان دهنده توزیع فزاینده نیرو در قسمت جلو پا می باشد (۱۳).

نتایج تجزیه و تحلیل میانگین و انحراف استاندارد و شاخص تقارن کف پای در جدول ۶ بهبودی در تقارن نیروی اعمال شده بر پاها را نشان می دهد؛ به طور کلی بر اساس دستورالعمل دستگاه فشار کف پای و مطالعات پیشین مقدار عددی $0/50$ مبین تقارن طبیعی در توزیع فشار کف پای بین دو پا، مقدار عددی $SI < 0/50$ بیانگر توزیع بیشتر نیرو در پای راست و $SI > 0/50$ بیانگر توزیع بیشتر نیرو در

جدول (۶): میانگین و انحراف استاندارد و شاخص تقارن کف پای (بر حسب نیوتون)

متغیر	گروه	میانگین \pm انحراف استاندارد		شاخص تقارن	
		قبل از تمرین	بعد از تمرین	قبل از تمرین	بعد از تمرین
پای راست	تجربی	۴۴/۲۱ \pm ۲/۹۱	۴۹/۷۰ \pm ۱/۰۵		
	کنترل	۴۳/۱۰ \pm ۲/۷۷	۴۱/۷۹ \pm ۲/۸۶	۰/۴۴	۰/۴۹
بین دو پا	تجربی	۵۵/۷۸ \pm ۲/۸۹	۵۰/۲۹ \pm ۱/۰۸		
	کنترل	۵۶/۸۹ \pm ۲/۷۱	۵۸/۲۰ \pm ۲/۹۶	۰/۴۳	۰/۴۱
جلوی پا	تجربی	۴۰/۶۹ \pm ۲/۵۸	۳۵/۷۶ \pm ۱/۶۵		
	کنترل	۴۰/۷۳ \pm ۲/۶۱	۴۲/۵۳ \pm ۱/۹۵	۰/۴۰	۰/۳۵
پای راست	تجربی	۵۹/۳۰ \pm ۲/۵۸	۶۴/۲۳ \pm ۱/۶۵		
	کنترل	۵۹/۲۶ \pm ۲/۶۱	۵۷/۴۶ \pm ۱/۹۵	۰/۴۰	۰/۴۲
جلوی پا	تجربی	۴۰/۱۹ \pm ۲/۴۸	۳۵/۴۸ \pm ۱/۶۸		
	کنترل	۴۰/۰۸ \pm ۲/۷۶	۴۱/۳۷ \pm ۲/۳۲	۰/۴۰	۰/۳۵
پای چپ	تجربی	۵۹/۸۰ \pm ۲/۴۹	۶۴/۵۱ \pm ۱/۶۸		
	کنترل	۵۹/۹۱ \pm ۲/۷۶	۵۸/۶۲ \pm ۲/۳۲	۰/۴۰	۰/۴۱

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج تحلیل داده‌ها نشان می‌دهد که دوازده هفته تمرینات حسی حرکتی به کاهش متغیرهای توزیع فشار و بهبود شاخص تقارن کف پای منجر گردید. با توجه به داده‌های آماری تمامی متغیرهای بیضی اطمینان ۹۵ درصد و مرکز فشار به‌طور معناداری پس از دوازده هفته مداخله درمانی کاهش یافت که مبین بهبود کنترل وضعیتی می‌باشد که با مطالعه Ghasemi و همکاران هم‌خوانی دارد که اثر تمرینات حسی حرکتی بر کنترل وضعیتی افراد مبتلا به کمر درد مورد مطالعه قرار دادند، کاهش نوسانات وضعیتی و در نتیجه بهبود کنترل وضعیتی را گزارش کردند (۲۵) و همچنین با مطالعه Zemková و همکاران (۲۶) که اثر تمرینات حسی حرکتی را بر کنترل وضعیتی ایستا و پویا در افراد سالم مورد مطالعه قرار دادند هم‌خوانی ندارد که دلیل آن می‌تواند مدت‌زمان اندک پروتکل درمانی (۳ هفته) و سالم بودن افراد باشد. به‌طور کلی کاهش متغیرهای بیضی اطمینان ۹۵ درصد و مرکز فشار بر اثر چندین مکانیسم می‌باشد که در ادامه به تشریح آنان خواهیم پرداخت. اختلال حس عمقی سبب تغییرات محیطی و مرکزی در سیستم عصبی مرکزی شده و نهایتاً به اختلال در کنترل حسی حرکتی منجر می‌شود و دستگاه عصبی مرکزی اطلاعات کم‌تری برای تخمین حرکات مرکز جرم بدن در اختیار دارد که در نتیجه کنترل وضعیتی ثبات کم‌تری خواهد داشت (۱۱). به نظر می‌رسد با بهبود حس عمقی بواسطه‌ی افزایش تحریک ایمپالس‌های آوران مفصلی و بازتوانی

استراتژی‌های تعادلی طی تمرینات اطلاعات دقیق‌تری از سرعت نوسان و راستای وضعیتی مهیا می‌شود (۲۷، ۲۸) که این اطلاعات، مربوط به گیرنده‌های فیزیولوژیکی حسی مرتبط با کنترل وضعیتی است که به‌طور عمده اطلاعات مربوط به نرخ سرعت و شتاب را نسبت به اطلاعات وضعیتی با سرعت بیشتر و بهتر مخابره می‌کنند، بنابراین بازتوانی این گیرنده‌ها اطلاعات بهتری از شتاب و سرعت جابجایی بدن در اختیار مغز قرار می‌دهد که در نتیجه سرعت نوسان کاهش یافته و کنترل وضعیتی بهبود می‌یابد (۲۸). از سوی دیگر با افزایش ورودی‌های حسی در اثر تمرینات حسی حرکتی رفلکس کششی نیز تحریک شده؛ این رفلکس اولین مکانیسم جهت فعال شدن عضلات اطراف یک مفصل به دنبال گشتاور خارجی اعمال شده بر آن می‌باشد و مهم‌ترین رفلکس کششی که اغلب رخ می‌دهد چرخش مچ پا است که به نظر می‌رسد اولین عکس‌العمل کلیدی در عضلات ساق پا بوده که پس از اختلال در کنترل پاسچر ایجاد می‌شود (۲۹). با افزایش رفلکس کششی سفتی عضلات نیز افزایش می‌یابد که سبب کاهش تأخیر الکترومکانیکی و افزایش حساسیت دوک‌های عضلانی می‌شود، در نتیجه این مکانیسم به افزایش عکس‌العمل واکنشی عضلات منجر شده و قابلیت بازدارنده داینامیکی بهبود می‌یابد (۲۹، ۳۰). بنابراین تمرینات حسی حرکتی با تسهیل آوران‌های ارسالی از گیرنده‌های حسی چندین نقش در پاسخ‌های حرکتی ایفا می‌کند که شامل؛ ایجاد پاسخ‌های رفلکسی، تعیین

(۱۳)؛ در تبیین این یافته می‌توان به مطالعه Janda و همکاران اشاره نمود که تأخیر در فعال‌سازی عضلات هر دو سمت آسیب دیده و سالم را در بیماران با آسیب مزمن مچ‌پا گزارش کردند؛ بنابراین یافته مطالعه حاضر از این نظریه که درد مزمن در دستگاه عصبی مرکزی به‌صورت غیر مستقیم سازمان‌دهی می‌شود حمایت می‌کند (۷)؛ بنابراین نقص در زمانبندی مناسب فعال‌سازی عضله سرنی-میانی و در نتیجه بدون گشتاور آبداکشنی کافی، نوساناتی در لگن و تنه به‌طور غیر قابل کنترل ایجاد می‌گردد؛ در نتیجه بارگذاری بر پای سالم در جهت کاهش درد به علاوه ضعف عضلات آبداکتور ران در طرف مقابل به اعمال بارگذاری بیشتر بر پای سالم منجر می‌گردد (۳۶)، مکانیسم دیگر می‌تواند بدین شرح باشد، پای چپ بیماران پای غیر غالب می‌باشد و بنابراین کنترل و ثبات کم‌تری دارد (۳۵)، در نتیجه درمانگران باید در زمان ارزیابی و تشخیص درد مزمن مفصل، مناطقی فراتر از محل درد را مد نظر قرار دهند و ارزیابی نمایند (۷). مکانیسم دیگر در بهبود شاخص تقارن در مطالعه حاضر می‌تواند به کاهش درد و بهبود فعالیت با زمانبندی مناسب عضلات آبداکتور ران اشاره نمود. به نظر می‌رسد کاهش شدت درد در اثر تعادل عضلانی ایجاد شده بین دو عضله پهن‌داخلی و خارجی باشد که منجر به حفظ موقعیت طبیعی کشکک در شیار بین‌کندیلی ران می‌شود (۳۷)، دیگر مکانیسم احتمالی در کاهش شدت درد بر اثر بهبود فعال‌سازی مناسب عضلات آبداکتور ران به ویژه سرنی-میانی می‌باشد که عملکرد جبرانی نوار ایلیوتیبیال باند و رتیناکولم خارجی را اصلاح کرده و از کشش خارجی کشکک جلوگیری می‌کند (۷). به نظر می‌رسد با بهبود در زمانبندی فعال‌سازی عضلات آبداکتور ران حرکات الکلنگی لگن به سمت یکطرف کاهش یابد، وقتی تعادل در حرکت الکلنگی لگن برقرار باشد گشتاور تولید شده در جهت خلاف عقربه‌های ساعت به وسیله نیروی آبداکتورهای مفصل ران سمت چپ که با گشتاورهای خارجی تولید شده توسط وزن بدن در جهت خلاف عقربه‌های ساعت می‌باشد به تعادل چرخشی ایستا لگنی منجر می‌گردد (۳۶).

تجزیه و تحلیل داده‌های فرمول ۲ شاخص تقارن کف‌پایی بین قسمت جلو و عقب‌پا نشان می‌دهد در افراد با سندروم درد کشککی-رانی نیروی قابل توجهی بر قسمت جلوپا اعمال می‌شود که با مطالعه Rathleff و همکاران (۳۸)، Yalfani و همکاران هم‌راستا می‌باشد و با مطالعه Thijs و همکاران هم‌راستا نمی‌باشد که دلیل آن می‌تواند ارزیابی در حین راه رفتن باشد (۳۹). بر اساس مطالعات پیشین توزیع فشار کف‌پایی در حالت استاتیک در قسمت عقب‌پا نسبت به قسمت جلو بیشتر است بدین صورت که Tuna و همکاران (۴۰)، میانگین فشار استاتیک ۶۴/۲۴ درصد در قسمت عقب‌پا و ۳۵/۸۷ درصد در قسمت جلوی‌پا، و Cavanagh و همکاران ۶۶ درصد در

پاسخ‌های برنامه‌ریزی شده ارادی، هماهنگی و یکپارچگی مکانیسم-های فیدفورواردی و فیدبکی برای برونداد حرکتی خودکار جهت بهبود ثبات وضعیتی می‌باشد، به‌طور کلی تمرینات حسی حرکتی با به چالش کشیدن سیستم عصبی مرکزی و تسهیل آوران‌های غیر-فعال اثری قوی بر بهبود حس عمقی و کنترل وضعیتی دارد که سبب بهبود ثبات پاسچر می‌شوند (۷، ۲۴). بر اساس داده‌های آماری انحراف استاندارد داخلی - خارجی، طول محور مینور به‌طور معناداری از انحراف استاندارد قدامی - خلفی و طول محور ماژور بیشتر است که به نظر می‌رسد بدلیل ضعف سرنی-میانی باشد. عضله سرنی-میانی یک از عضلات زیر سیستم جانبی است که عمل آن حفظ تعادل مفصل ران در صفحه فرونتال می‌باشد و تأخیر در فعال‌سازی یا کاهش قدرت در این عضله سبب افزایش حرکات لگن و ران در صفحه فرونتال می‌شود (۳۱)؛ از آنجایی که نوسانات داخلی - خارجی با استراتژی ران کنترل می‌شود و عضله سرنی-میانی مهم‌ترین تثبیت کننده ران و لگن می‌باشد (۳۲) بر همین اساس به نظر می‌رسد کاهش نوسانات در جهت داخلی - خارجی و طول محور مینور به‌دلیل بهبود انقباض و زمانبندی مناسب عضله سرنی-میانی باشد که به نظر می‌رسد مکانیسم آن تمرین روی سطوح ناپایدار است (۳۳). تمرین بر روی سطوح ناپایدار سبب افزایش هماهنگی عضلات آگونیس و آنتاگونیست، بهبود فعالیت عضلات ثبات دهنده و هماهنگی بیشتر عضلات همکار می‌شود و از سوی دیگر با بهبود حس عمقی و متعاقب آن با بهبود مکانیسم‌های فیدفورواردی و فیدبکی، فعالیت عضلانی و زمانبندی فعالیت عضلات بهبود می‌یابد (۳۱). بنابراین یادگیری، هماهنگی، تحریک گیرنده‌های مناسب، افزایش سرعت انتقال از گیرنده‌ها به سیستم عصبی مرکزی، تحلیل مرکزی از وضعیت بدن، مکانیسم کنترل مرکزی و فعال‌سازی پاسخ-های حرکتی مناسب ایجاد شده طی تمرینات حسی حرکتی، سیستم حسی حرکتی را برای پاسخ‌های مناسب جهت حفظ کنترل وضعیتی آماده می‌سازد؛ و در نهایت کنترل وضعیتی بهبود می‌یابد (۳۴).

بر اساس تحلیل داده‌های فرمول ۱ شاخص تقارن کف‌پایی بین دو پا، بیشترین نیرو بر پای سالم اعمال شده است (سمت چپ) که با مطالعه Marcelo و همکاران (۳۵)، Yalfani و همکاران (۱۳) هم‌راستا می‌باشد. در تبیین این یافته می‌توان اظهار نمود، این عمل می‌تواند متأثر از چندین مکانیسم باشد بدین شرح که، بیماران جهت کاهش درد زانوی مبتلا در حین ایستادن از مکانیسم جبرانی Loading/Unloading استفاده می‌کنند بدین صورت که بارگذاری ناشی از وزن بدن بر روی پاها را به سمت پای سالم اعمال می‌کنند تا شدت درد ادراکی کاهش یابد، مکانیسم دوم می‌تواند بر اثر نقص در زمانبندی شروع فعالیت عضله سرنی-میانی در سمت مقابل باشد که سبب کنترل ضعیف پاسچر در جهت داخلی - خارجی می‌شود

و متعاقباً بهبود استراژی میچا باشد که مکانیسم اثر آن در در قسمت‌های قبل توضیح داده شد (۲۹). در نتیجه به نظر می‌رسد تمرینات حسی حرکتی با بهبود حس عمقی، هم‌انقباضی، فعالیت فیدفوراردی و فیدبکی عضلات و متعاقباً سفتی عضلانی و مفصلی به کاهش نوسانات وضعیتی و تقارن توزیع فشار کف پای در بیماران مبتلا به سندروم درد کشککی رانی منجر می‌شود. بنابراین به نظر می‌رسد با تغییر رویکرد از درمان سنتی و محافظه کارانه که شامل تمرینات تقویتی به منظور درمان عدم تعادل عضلات پهن داخلی و خارجی و کاهش درد می‌باشد، به یک رویکرد درمانی جامع که هر دو بخش محیطی و مرکزی را متأثر می‌سازد و حرکات آن در هر سه سطح حرکتی می‌باشد، بهبودی بهتری در علائم بالینی و حرکات عملکردی را برای بلندمدت به همراه داشته باشد و علت اصلی درد را درمان کند.

از نقاط ضعف مطالعه حاضر، حجم نمونه کم، عدم استفاده از الکترومیوگرافی در جهت بررسی فعالیت فیدفوراردی و فیدبکی عضلات، عدم بررسی متغیرهای توزیع فشار کف پای و شاخص تقارن در حالت پویا می‌باشد؛ نقاط قوت مطالعه حاضر بدین شرح است، از آنجایی بیشتر مداخلات درمانی اجرا شده در این جمعیت از بیماران بر تمرین مقاومتی تأکید داشته که صرفاً به درمان عدم تعادل عضلانی بین عضلات پهن داخلی و خارجی پرداخته‌اند و توجهی بر دستگاه عصبی مرکزی نداشتند، مطالعه حاضر برای اولین بار از تمرینات حسی حرکتی به عنوان یک رویکرد جامع که هر دو بخش محیطی و مرکزی را تحت تأثیر قرار می‌دهد استفاده کرده و تأثیر آن را بر متغیرهای توزیع فشار کف پای و شاخص تقارن سنجیده است که تاکنون مطالعه‌ای در این حوزه با عنوان و هدف پژوهش حاضر صورت نپذیرفته است. بنابراین پیشنهاد می‌شود پژوهشگران در مطالعات آتی به اثربخشی تمرینات حسی حرکتی بر فعالیت فیدفوراردی و فیدبکی در حرکات پویایی که از جمله مشکلات روزمره زندگی این این بیماران می‌باشد بپردازند.

تشکر و قدردانی

این مقاله مستخرج از پایان‌نامه دوره کارشناسی ارشد می‌باشد. بدین ترتیب محققین از تمامی شرکت کنندگان و متخصصین آزمایشگاه توان بخشی و کلینیک‌های ارتوپدی بخاطر همکاری صمیمانه با گروه تحقیق که اجرای پژوهش حاضر را امکان پذیر نمودند، نهایت قدردانی و سپاس به عمل می‌آید.

قسمت عقب پا و ۳۳ درصد در قسمت جلو پا را در افراد سالم گزارش کردند (۴۱). به نظر می‌رسد اعمال نیروی فزاینده بر قسمت قدامی پا به دو مکانیسم مرتبط باشد؛ مکانیسم اول مطابق با مطالعه Yalfani و همکاران است که گزارش کردند هدف از انتقال نیرو به قسمت قدامی پا انتقال نیروی عکس‌العمل زمین به قسمت قدامی پا و همچنین قسمت قدامی زانو است تا علاوه بر استفاده بیشتر از پلنتارفلسورها از انقباضات چهارسرانی که به عبور خط نیروی عکس‌العمل زمین از عقب زانو منتهی می‌شود جلوگیری و موجب افزایش فعالیت عضلات آنتاگونیست شود (۱۳). مکانیسم دوم، بر اساس مطالعات صورت پذیرفته، فعال‌سازی فیدفوراردی عضلات چهارسر ران با حرکات میچا رابطه معناداری دارد، به گونه‌ای که عضلات چهارسر ران به‌طور هم‌زمان یا حداکثر $Ms100$ قبل از عضلات میچا فعال می‌شود (۴۲) بر همین اساس Cowen و همکاران در مطالعه خود هم‌انقباضی پهن داخلی و خارجی را با حرکات میچا گزارش کردند که این مکانیسم عمل بخشی از پاسخ پاسچر فیدفوراردی اولیه در ایستادن است (۴۳)؛ این در حالی است که در افراد با سندروم درد کشککی رانی این مکانیسم مختل شده که به تغییر عملکرد حرکتی منجر می‌گردد (۴۴)، و از آنجایی که نوسانات قدامی - خلفی با راهبرد میچا کنترل و اصلاح می‌شود اختلال این استراژی سبب افزایش نوسانات در جهت قدامی - خلفی و در نتیجه اعمال بار بر قسمت قدامی پا می‌شود (۴۵). با این حال کاهش فشار در قسمت جلوی پا پس از اتمام پروتکل درمانی می‌تواند بر اثر چندین عامل باشد. عامل اول بهبود در هم‌انقباضی عضلات پهن داخلی و خارجی می‌باشد که فعال‌سازی فیدفوراردی را برای تأمین ثبات در میچا فراهم می‌کند که این بهبود در هم‌انقباضی و بهبود در فعالیت عضله پهن داخلی در اثر تمرینات همراه با چالش و تمرینات در سطوح ناپایدار میسر می‌گردد (۴۴)، در تبیین این نکته می‌توان به مطالعات Hyong و همکاران اشاره کرد که اظهار داشتند طی انجام تمرینات در سطوح ناپایدار فعالیت عضله پهن داخلی و افزایش هم‌انقباضی بین عضله پهن داخلی و خارجی افزایش می‌یابد (۴۶) و استراژی میچا در هنگام تمرین بر روی این سطوح بازسازی و تقویت می‌شود (۷). عامل دوم به نظر می‌رسد تحریک گیرنده‌های مکانیکی کف پا باشد که دارای ارتباطات رفلکسی با عضلات اطراف میچا هستند و تحریک آن‌ها و افزایش ورودی‌های حسی سبب انقباض رفلکسی در عضلات ساق می‌شود که تون عضلات اکستنسوری و سفتی مفصلی افزایش می‌یابد و به ثبات وضعیتی منجر می‌گردد (۷). عامل سوم می‌تواند در اثر بهبود رفلکس کششی

References:

1. Hoglund LT, Burns RO, Stepney Jr AL. Do males with patellofemoral pain have posterolateral hip

- muscle weakness? *Int J Sports Phys Ther* 2018;13(2):160.
2. Decary S, Ouellet P, Vendittoli PA, Roy JS, Desmeules F. Diagnostic validity of physical examination tests for common knee disorders: An overview of systematic reviews and meta-analysis. *Phys Ther Sport* 2017;23:143-55.
 3. Sinclair JK, Selfe J, Taylor PJ, Shore HF, Richards JD. Influence of a knee brace intervention on perceived pain and patellofemoral loading in recreational athletes. *Clin Biomech* 2016;37:7-12.
 4. Wong YM. Recording the vastii muscle onset timing as a diagnostic parameter for patellofemoral pain syndrome: fact or fad? *Phys Ther Sport* 2009;10(2):71-4.
 5. Afridi A, Rathore FA. Is neuromuscular electrical stimulation effective for management of patellofemoral pain syndrome? A Cochrane Review summary with commentary. *Musculoskelet Sci Pract* 2019;44:102059.
 6. Lack S, Barton C, Woledge R, Laupheimer M, Morrissey D. The immediate effects of foot orthoses on hip and knee kinematics and muscle activity during a functional step-up task in individuals with patellofemoral pain. *Clin Biomech* 2014;29(9):1056-62.
 7. Frank C, Page P, Lardner R. Assessment and treatment of muscle imbalance: the Janda approach. *Human kinetics*; 2009.
 8. Hodges PW. Pain and motor control: from the laboratory to rehabilitation. *J Electromyogr Kinesiol* 2011;21(2):220-8.
 9. Yilmaz Yelvar GD, Çirak Y, Dalkilinç M, Demir YP, Baltacı G, Kömürçü M. Impairments of postural stability, core endurance, fall index and functional mobility skills in patients with patello femoral pain syndrome. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2017;30(1):163-70.
 10. Falk EE, Seeley MK, Hunter I, Park J, Hopkins JT. Effect of experimental anterior knee pain on measures of static and dynamic postural control. *Athletic Training and Sports Health Care* 2014;6(1):7-14.
 11. Røijezon U, Clark NC, Treleven J. Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 1: Basic science and principles of assessment and clinical interventions. *Man Ther* 2015; 20(3):368-77.
 12. Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports* 2010 ;20(5):725-30.
 13. Yalfani A, Raeisi Z. An investigation of the variations of force distribution and center of pressure sways in women with and without patellofemoral pain syndrome during quiet stance. *Sport Medicine (HARAKAT)* 2015 ;22(1):57-68.
 14. Rathleff MS, Richter C, Brushøj C, Bencke J, Bandholm T, Hölmich P, et al. Increased medial foot loading during drop jump in subjects with patellofemoral pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2014; 22(10):2301-7.
 15. Aliberti S, Costa MD, Passaro AD, Arnone AC, Hirata R, Sacco IC. Influence of patellofemoral pain syndrome on plantar pressure in the foot rollover process during gait. *Clinics* 2011;66(3):367-72.
 16. Piva SR, Fitzgerald K, Irrgang JJ, Jones S, Hando BR, Browder DA, et al. Reliability of measures of impairments associated with patellofemoral pain syndrome. *BMC Musculoskelet Disord* 2006;7(1):33.
 17. Roper JL, Harding EM, Doerfler D, Dexter JG, Kravitz L, Dufek JS, et al. The effects of gait retraining in runners with patellofemoral pain: A randomized trial. *Clinical biomechanics* 2016;35:14-22.
 18. Liao TC, Powers CM. Tibiofemoral kinematics in the transverse and frontal planes influence the location and magnitude of peak patella cartilage

- stress: An investigation of runners with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech* 2019;62:72-8.
19. Rathleff MS, Samani A, Olesen JL, Roos EM, Rasmussen S, Madeleine P. Effect of exercise therapy on neuromuscular activity and knee strength in female adolescents with patellofemoral pain—an ancillary analysis of a cluster randomized trial. *Clin Biomech* 2016;34:22-9.
 20. Yakut E, Bayar B, Meriç A, Bayar K, Yakut Y. Reliability and validity of reverse visual analog scale (right to left) in different intensity of pain. *The Pain Clinic* 2003;15(1):1-6.
 21. Bennell K, Bartam S, Crossley K, Green S. Outcome measures in patellofemoral pain syndrome: test retest reliability and inter-relationships. *Phys Ther Sport* 2000;1(2):32-41.
 22. Nakhei Z, Rahimi A. Relationship foot medial longitudinal arch height whit occure of sportinjuries in man vocation runnies ankle and knee (Dissertation). Tehran: Faculty of Rehabilitation, Shahid Beheshti Medical University; 2007.
 23. Braun BJ, Veith NT, Hell R, Döbele S, Roland M, Rollmann M, et al. Validation and reliability testing of a new, fully integrated gait analysis insole. *Journal of foot and ankle research* 2015;8(1):54.
 24. Page P. Sensorimotor training: A “global” approach for balance training. *J Bodyw Mov Ther* 2006;10(1):77-84.
 25. Ghasemi C, Amiri A, Sarrafzadeh J, Dadgou M, Jafari H. Comparative study of muscle energy technique, craniosacral therapy, and sensorimotor training effects on postural control in patients with nonspecific chronic low back pain. *J Family Med Prim Care* 2020;9(2):978.
 26. Zemková E, Hamar D. The effect of task-oriented sensorimotor exercise on visual feedback control of body position and body balance. *Human Movement* 2010 ;11(2):119-23.
 27. 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(1):571.
 28. Jeka J, Kiemel T, Creath R, Horak F, Peterka R. Controlling human upright posture: velocity information is more accurate than position or acceleration. *J Neurophysiol* 2004;92(4):2368-79.
 29. Guskiewicz KM. Regaining balance and postura equilibrium. In: William E Prentice. *Rehabilitation Techniques in Sports Medicine*, 3rd Ed. Boston:WCB McGraw Hill; 1999. P: 107-33.
 30. Brownstein B, Bronner S. *Functional movement in orthopaedic and sports physical therapy: evaluation, treatment, and outcomes*. Churchill Livingstone; 1997. P. 40-380.
 31. Glaviano NR, Bazett-Jones DM, Norte G. Gluteal muscle inhibition: Consequences of patellofemoral pain? *Med Hypotheses* 2019;126:9-14.
 32. Lee SP, Souza RB, Powers CM. The influence of hip abductor muscle performance on dynamic postural stability in females with patellofemoral pain. *Gait Posture* 2012;36(3):425-9.
 33. Barton CJ, Kennedy A, Twycross-Lewis R, Woledge R, Malliaras P, Morrissey D. Gluteal muscle activation during the isometric phase of squatting exercises with and without a Swiss ball. *Phys Ther Sport* 2014;15(1):39-46.
 34. Akuthota V, Ferreira A, Moore T, Fredericson M. Core stability exercise principles. *Current sports medicine reports* 2008;7(1):39-44.
 35. Saad MC, Felício LR, de Lourdes Masullo C, Liporaci RF, Bevilaqua-Grossi D. Analysis of the center of pressure displacement, ground reaction force and muscular activity during step exercises. *J Electromyogr Kinesiol* 2011;21(5):712-8.
 36. Neumann DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010;40(2):82-94.
 37. Hwang JA, Bae SH, Do Kim G, Kim KY. The effects of sensorimotor training on anticipatory

- postural adjustment of the trunk in chronic low back pain patients. *J Phys Ther Sci* 2013;25(9):1189-92.
38. Rathleff MS, Richter C, Brushøj C, Bencke J, Bandholm T, Hölmich P, et al. Increased medial foot loading during drop jump in subjects with patellofemoral pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2014;22(10):2301-7.
39. Thijs Y, Van Tiggelen D, Roosen P, De Clercq D, Witvrouw E. A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for patellofemoral pain. *Clin J Sport Med* 2007;17(6):437-45.
40. Tuna H, Yildiz M, Celtik C, Kokino S. Static and dynamic plantar pressure measurements in adolescents. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2004;38(3):200-5.
41. Cavanagh PR, Rodgers MM, Liboshi A. Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot Ankle* 1987;7(5):262-78.
42. Kasai T, Kawai K. Quantitative EMG analysis of analysis of anticipatory postural adjustments of voluntary contraction of leg muscles in standing man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section* 1994 ;93(3):184-7.
43. Cowan SM, Hodges PW, Bennell KL. Anticipatory activity of vastus lateralis and vastus medialis obliquus occurs simultaneously in voluntary heel and toe raises. *Phys Ther Sport* 2001 ;2(2):71-9.
44. Ng EC, Chui MP, Siu AY, Yam VW, Ng GY. Ankle positioning and knee perturbation affect temporal recruitment of the vasti muscles in people with patellofemoral pain. *Physiotherapy* 2011;97(1):65-70.
45. Yazdani S, Dizaji E, Alizadeh F, Meamar R. Comparison of plantar peak pressure and time to peak pressure during normal walking between females with genu recurvatum and healthy controls. *Sci J Kurdistan Univ Med Sci* 2016;21(4):107-17.
46. Hyong IH, Kang JH. Activities of the vastus lateralis and vastus medialis oblique muscles during squats on different surfaces. *J Phys Ther Sci* 2013;25(8):915-7.

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

Ali Yalfani*¹, Mohamad Reza Ahmadi², Farzaneh Gandomi³

Received: 28 February, 2020; Accepted: 17 June, 2020

Abstract

Background & Aims: In patients with patellofemoral pain syndrome, the presence of pain, proprioception, and neuromuscular disorders leads to posture control disorder, which causes abnormal distribution plantar pressure. The aim of the present study was to investigate the effect of twelve weeks of sensorimotor exercises on distribution plantar pressure variables and symmetry index in patients with patellofemoral pain syndrome.

Materials & Methods: This study was conducted with an experimental group (16 patients) and a control group (16 patients). The measurement plantar pressure variables were recorded using plantar pressure variables device in standing position with two legs and open eyes. The experimental group performed sensorimotor exercises for twelve weeks, three times per week and one hour per session and control group did not receive any treatment during this time. SPSS 21 software was used for data analysis and covariance statistical method was utilized.

Results: The twelve weeks sensorimotor exercises reduced pain ($p = 0.001$), variables of 95% confidence ellipse including, length of minor axis ($p = 0.001$), length of major axis ($p = 0.002$), range of sway ($p = 0.001$), and center of pressure variables including path length ($p = 0.001$), average speed ($p = 0.001$), sway of anterior-posterior ($p = 0.002$), sway of medial-lateral ($p = 0.001$) and improvement symmetry in distribution plantar pressure.

Conclusion: It seems that sensorimotor exercises reduce pain, improve proprioception, co-contracting and feed-forward activity, and feedback muscle reduce posture sway and improve symmetry distribution plantar pressure in patients with patellofemoral pain syndrome.

Keywords: Patellofemoral Pain Syndrome, Distribution Plantar Pressure, Sensorimotor Exercises

Address: Department of Sport Injuries and corrective exercise, Faculty of Physical Education and Sports Science, Bu-Ali-Sina University, Hamedan, Iran

Tel : +989183155478

Email: ali_yalfani@yahoo.com

SOURCE: STUD MED SCI 2020: 31(6): 458 ISSN: 2717-008X

¹ Associate Professor, Department of Sport Injuries and corrective exercise, Faculty of Physical Education and Sports Science, Bu-Ali-Sina University, Hamedan, Iran (Corresponding Author)

² Master of Sport Injuries and corrective exercise, Faculty of Physical Education and Sports Science, Bu-Ali-Sina University, Hamedan, Iran

³ Assistant Professor, Department of Sport Injuries and corrective exercise, Faculty of Physical Education and Sports Science, Razi University, Kermanshah, Iran