DOI: 10.22122/jrrs.v16i0.3528 Published by Vesnu Publications

بررسی تأثیر فوری زانوبند و کفی گوه داخلی بر درد و حرکت زانو در راه رفتن و چمباتمه روی پای مبتلا در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال: کارآزمایی بالینی متقاطع تصادفی

آمنه عابدیان اول[۱]، نیلوفر فرشته‌نژاد[۲]، ابراهیم صادقی دمنه[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: سندرم درد پاتلوفمورال (Patellofemoral Pain Syndrome یا PFPS)، یکی از اختلالات شایع زانو در افراد فعال و جوان است. والگوس دینامیک زانو در این افراد با اعمال تغییرات کینماتیکی در هیپ و زانو، موجب بروز درد می‌گردد. بر این اساس، کاهش زاویه والگوس دینامیک، یکی از راهبردهای برنامه توان‌بخشی در این عارضه می‌باشد. هدف از انجام پژوهش حاضر، ارزیابی تأثیر فوری زانوبند و کفی گوه داخلی بر درد، حرکت زانو در راه رفتن و حرکت چمباتمه روی پای مبتلا در افراد مبتلا به PFPS بود.

مواد و روش‌ها: ۱۵ فرد مبتلا به PFPS در این مطالعه بالینی از نوع متقاطع شرکت کردند. پس از کسب مجوزهای اخلاق در پژوهش و اخذ رضایت‌نامه آگاهانه، همه شرکت‌کنندگان در یک گروه مطالعه و به صورت تصادفی در چهار وضعیت بدون ارتوز، گوه داخلی، زانوبند نئوپرن و ترکیب گوه داخلی و زانوبند قرار گرفتند. متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی اندام تحتانی حین راه رفتن و تست اسکات روی پای مبتلا بررسی گردید. داده‌ها با استفاده از آزمون Repeated measures ANOVA مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: استفاده از زانوبند، گوه داخلی و ترکیب زانوبند و گوه داخلی نسبت به حالت شاهد، موجب کاهش معنی‌دار درد حین انجام اسکات روی پای مبتلا شد (P = ۰/۰۰۱)، اما تفاوت معنی‌داری در سرعت راه رفتن (P = ۰/۰۶۷) و زاویه زانو در صفحه فرونتال (P = ۰/۴۹۰) مشاهده نگردید. بیشینه گشتاور زانو در صفحه فرونتال حین راه رفتن در سه وضعیت با گوه داخلی (P =۰/۰۰۱)، با بریس (P =۰/۰۰۸) و با زانوبند به همراه کفی گوه داخلی (P =۰/۰۳۳) به طور معنی‌داری افزایش یافت.

نتیجه‌گیری: بر اساس نتایج، به نظر می‌رسد که استفاده از گوه داخلی و زانوبند بتواند با کاهش درد، موجب ارتقای عملکرد افراد و بروز تأثیرات مثبت بیومکانیکی در اندام تحتانی گردد.

کلید واژه‌ها: سندرم درد پاتلوفمورال؛ والگوس دینامیک زانو؛ زانوبند؛ گوه داخلی

ارجاع: عابدیان اول آمنه، فرشته‌نژاد نیلوفر، صادقی دمنه ابراهیم. **بررسی تأثیر فوری زانوبند و کفی گوه داخلی بر درد و حرکت زانو در راه رفتن و چمباتمه روی پای مبتلا در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال: کارآزمایی بالینی متقاطع تصادفی.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۹؛ ۱۶: ۱۶۹-۱۶۱.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۱/۲۶ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۶/۸ تاریخ چاپ: ۱۳۹۹/۶/۱۵

مقدمه

سندرم درد پاتلوفمورال (Patellofemoral Pain Syndrome یا PFPS)، یکی از اختلالات شایع اسکلتی- عضلانی زانو است (۱) که بیشتر در قشر جوان یا افراد دارای سطح فعالیت بالا مانند دونده‌ها، بسکتبالیست‌ها و نیروهای نظامی بروز می‌کند (۲). درد این عارضه با افزایش نیرو به مفصل پاتلوفمورال حین فعالیت‌هایی همچون چمباتمه زدن، بالا و پایین رفتن از پله، دویدن و پریدن که نیاز به فعالیت عضلات کوادریسپس دارد، تشدید می‌شود (۳). نتایج تحقیقات نشان می‌دهد که عواملی مانند تغییر زاویه کوادریسپس، ضعف عضلانی به ویژه عضله پهن داخلی مایل (Vastus Medialis Oblique یا VMO)، ضعف عضلات هیپ، عدم تعادل عضلانی، سفتی ساختارهای جانبی، بیومکانیک غیر طبیعی اندام تحتانی و فعالیت بیش از حد مفصل پاتلوفمورال در بروز این عارضه نقش دارد (۲).

۱- کارشناس ارشد، گروه اعضای مصنوعی و وسایل کمکی، کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشکده علوم توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
۲- کارشناس ارشد، گروه اعضای مصنوعی و وسایل کمکی، دانشکده علوم توان‌بخشی و مرکز تحقیقات اختلالات اسکلتی و عضلانی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
۳- دانشیار، گروه اعضای مصنوعی و وسایل کمکی، دانشکده علوم توان‌بخشی و مرکز تحقیقات اختلالات اسکلتی و عضلانی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
نویسنده مسؤول: ابراهیم صادقی دمنه؛ دانشیار، گروه اعضای مصنوعی و وسایل کمکی، دانشکده علوم توان‌بخشی و مرکز تحقیقات اختلالات اسکلتی و عضلانی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
Email: sadeghi@rehab.mui.ac.ir

از جمله اختلالات بیومکانیکی اندام تحتانی که باعث تشدید روند این عارضه می‌شود، می‌توان به ژنووالگوم، چرخش بیش از حد ساق به سمت داخل و پرونیشن پا اشاره نمود (۴). به طور کلی، می‌توان گفت هر عاملی که باعث انحراف غیر طبیعی پاتلا از ناودان فمور شود، منجر به افزایش استرس و فشار وارد بر سطح پاتلا می‌گردد (۳). از آن‌جا که پاتلا بین استخوان تیبیا و فمور مهار شده است، تغییرات کینماتیکی هیپ و زانو از لحاظ نظری، باعث افزایش زاویه کوادریسپس (Q-angle) و به دنبال آن، کاهش سطح تماس در مفصل پاتلوفمورال و افزایش فشار روی سطوح مفصل می‌شود (۵). تغییرات کینماتیکی شامل افزایش اداکشن و چرخش داخلی هیپ و افزایش ابداکشن و چرخش خارجی دیستال تیبیا در مجموع والگوس دینامیک زانو نامیده می‌شود (۶). از جمله علل والگوس دینامیک زانو ممکن است کاهش قدرت ابداکتورهای هیپ و یا اورژن غیر طبیعی عقب پا (Pes Pronatus Valgus) باشد (۷). بنابراین، جلوگیری از والگوس دینامیک زانو (به عنوان یکی از علل زمینه‌ای PFPS)، می‌تواند بخش مهمی از برنامه‌های توان‌بخشی افراد مبتلا به این عارضه باشد.

برنامه‌های درمانی زیادی برای PFPS بیان شده است. جوامع پزشکی بر این مسأله توافق دارند که روش‌های محافظه‌کارانه درمانی شامل دارودرمانی، فیزیوتراپی و تجویز ارتوز می‌تواند برای این عارضه مناسب باشد (۱۰-۸). بر اساس نتایج بیشتر پژوهش‌های پیشین، کاهش معنی‌داری در شدت درد و افزایش فعالیت فیزیکی روزانه در اثر استفاده از ارتوز پا و ارتوز زانو گزارش شده (۱۳-۱۱، ۲)؛ هرچند که در برخی از مطالعات، تغییری در درد با استفاده از ارتوز زانو مشاهده نشده است (۱۴). در تحقیق دیگری، تغییرات درد تنها با استفاده از ارتوز پا حین اسکات تک پا بررسی گردید که کاهش درد را نشان داد (۱۲). نتایج پژوهش‌های پیشین حاکی از آن است که افراد مبتلا به PFPS، تغییراتی در راه رفتن در صفحه عرضی و فرونتال در فاز استانس نشان می‌دهند (۱۶، ۱۵، ۱). در مطالعه‌ای، کینماتیک مفاصل اندام تحتانی در افراد دارای والگوس دایناميک زانو و PFPS در طول اسکات تک پا در دو حالت الگوی اصلاح حرکت معمول و اصلاح والگوس دینامیک زانو مورد بررسی قرار گرفت که نتیجه معنی‌داری در صفحه فرونتال زانو به دست نیامد (۱۷)، اما در تحقیقی که به منظور بررسی بیومکانیک زانو در طی پایین آمدن از پله با استفاده از بریس و چسب زدن (Taping) در افراد مبتلا به PFPS انجام شد، کاهش دامنه حرکتی زانو در صفحه کرونال تأیید گردید (۱۸). وجود تنوع در اجرای پژوهش‌های پیشین و مداخلات گوناگون، می‌تواند عامل بروز اختلاف نظر بر تأثیرات ارتوزی در این عارضه باشد.

هرچند که استفاده از هر دو دسته مداخلات ارتوزی زانو و کفی‌ها برای بیماران مبتلا به PFPS توصیه می‌شود (۲۰، ۱۹، ۱۰)، اما با این حال انجام مطالعات بیشتر در زمینه مکانیسم PFPS، تأثیر متقابل ارتوزها بر مفاصل، تعیین تأثیر بیومکانیکی ارتوزها بر روی مفاصل تحتانی، تأثیر این ارتوزها بر کاهش درد و افزایش عملکرد چه از لحاظ بیومکانیکی و چه از نظر بالینی ضروری به نظر می‌رسد و از آن‌جا که تحقیقات کمی بر روی تأثیرات ارتوزی در صفحه فرونتال و عرضی انجام گردیده (۲۱، ۱۶، ۱) و تغییرات والگوس دینامیک زانو در افراد مبتلا به PFPS به طور اختصاصی بررسی نشده است، هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی کفی گوه داخلی و زانوبند بر درد، والگوس دینامیک زانو و راه رفتن افراد مبتلا به PFPS بود. همچنین، به بررسی هم‌زمان دو مداخله بر روی مفصل زانو و پا پرداخته شد که مطالعات پیشین به آن نپرداخته بودند.

مواد و روش‌ها

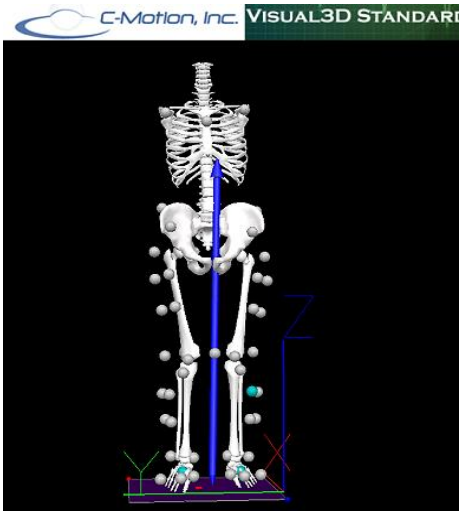
این تحقیق از نوع کارآزمایی بالینی متقاطع تصادفی بود که از مهر سال ۱۳۹۴ تا خرداد سال ۱۳۹۵ در مرکز تحقیقات اسکلتی- عضلانی دانشکده توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان انجام گردید. مجوزهای اخلاقی پژوهش (IR.MUI.REC.1394.3.452) و ثبت کارآزمایی بالینی (IRCT20150210021034N4) قبل از شروع پژوهش دریافت شد. تخمین تعداد نمونه با استفاده از نرم‌افزار G*Power (Version 3.1, University of Dusseldorf, Germany) محاسبه گردید. با در نظر گرفتن بیشینه گشتاور زانو در حالت بدون گوه (۰/۲۱ ± ۰/۶۰ نیوتن‌متر بر کیلوگرم) و با گوه داخلی (۰/۲۳ ± ۰/۶۲ نیوتن‌متر بر کیلوگرم) که در مطالعه Boldt و همکاران گزارش شده بود (۱)، سطح اطمینان ۹۰ درصد برای تحقیقات کوچک و توان ۵۵ درصد برای پژوهش‌های تجربی، ۱۵ نفر شرکت‌کننده به عنوان حجم نمونه مطلوب در نظر گرفته شد. بر این اساس، ۱۵ فرد مبتلا به PFPS (۹ زن و۶ مرد) به صورت داوطلبانه و به صورت نمونه‌گیری غیر احتمالی در دسترس در مطالعه شرکت کردند. معیار ورود به تحقیق شامل قرار گرفتن در دامنه سنی بین ۱۸ تا ۳۵ سال، تست مثبت والگوس دینامیک در حرکت چمباتمه روی یک پا (Single-leg squat یا SLS)، عدم سابقه جراحی، ایجاد درد و صدای مفصل (Crepitus) هنگام معاینه حرکت کشکک روی ران [مثبت بودن آزمون مالش کشک و ران (Patellafemoral grinding test)]، گذشت حداقل ۴ ماه از درد، داشتن حداقل نمره ۳۰ میلی‌متر با مقیاس بصری درد (Visual analogue scale یا VAS) و عدم استفاده از درمان‌های دیگر حین مطالعه بود (۲۲). داشتن سابقه آسیب به لیگامان زانو، آسیب تاندون یا غضروف کشکک، دررفتگی کشکک پس از سانحه، بی‌ثباتی کشکک، آسیب مینیسک، بارداری، دخالت عصبی و مشکلات عصبی که هماهنگی یا تعادل را در طی آزمایش تحت تأثیر قرار می‌دهد و داشتن سابقه جراحی در اندام تحتانی (۲۳) به عنوان معیارهای خروج در نظر گرفته شد. معیارهای ورود و خروج توسط یک نفر (آزمونگر) بررسی گردید. برای جلوگیری از ایجاد سوگیری، بررسی پرونده افراد توسط آزمونگر دیگری انجام گرفت.

پس از اخذ رضایت‌نامه کتبی و تکمیل فرم مربوط به اطلاعات زمینه‌ای (شامل سن، جنسیت و وزن)، تمام مراحل آزمون به طور دقیق توسط آزمون گیرنده برای شرکت‌کنندگان شرح داده شد. اندازه‌گیری‌های بیومکانیکی در چهار حالت مختلف مداخله شامل «با کفی دارای گوه داخلی، با زانوبند، با ترکیب زانوبند و کفی دارای گوه داخلی و بدون ارتوز (شاهد)» انجام گرفت. این مداخلات در حین دو وضعیت راه رفتن فرد و اسکات روی پای مبتلا انجام شد. برای کاهش خطا، هر تست راه رفتن، هفت بار و تست اسکات روی پای مبتلا، سه بار تکرار گردید (۲۴). تمام اندازه‌گیری‌ها توسط یک آزمونگر و در یک جلسه انجام گرفت. ترتیب تست‌ها و ارتوزها در هر مرحله به صورت تصادفی و از طریق برداشتن پاکت درب بسته از درون یک کیسه تعیین شد. برای جلوگیری از خستگی شرکت‌کنندگان در زمان تست‌گیری، فواصل زمانی مشابه حدود ۱۰ دقیقه جهت استراحت افراد در نظر گرفته شد.

برای تست راه رفتن، پس از نشانه‌گذاری، از فرد درخواست گردید یک مسیر ۶ متری مشخص را طی کند. ۲۶ نشانگر ۱۴ میلی‌متری برو روی ایلیاک کرست، خار خاصره قدامی فوقانی، خلفی فوقانی، برجستگی بزرگ استخوان ران، کندیل داخلی و خارجی استخوان ران، مرکز پتلا، توبروزیته درشت نی، قوزک‌های داخلی و خارجی مچ پا، مرکز پاشنه اولین و پنجمین متاتارسال در دو

http://jrrs.mui.ac.ir

سمت چپ و راست قرار داده شد (۲۵، ۱۴) (شکل ۱).



شکل ۱. مدل‌سازی در نرم‌افزار Visual3D

۴ نشانگر کلاستر متصل به یک صفحه نیم‌دایره به قسمت جانبی خارجی ساق و ران در دو سمت چپ و راست متصل گردید. در هر وضعیت، ابتدا در حالت ایستاده (تست استاتیک) موقعیت سه بعدی نشانگرها جهت تعریف سگمان مورد نظر (پا، ساق و ران پا) به وسیله دوربین‌ها ثبت شد. سپس افراد با سرعت معمولی راه رفتن خود در طول یک مسیر شش متری (به نحوی که پای سمت مبتلا در خلال فاز استانس در تماس کامل با سکوی نیرو بود) راه رفتند. در وضعیت اسکات روی پای مبتلا نیز فرد بعد از انتخاب تصادفی یکی از چهار حالت مداخله و انجام تست راه رفتن، تست را روی صفحه نیرو انجام داد. پس از پایان یافتن تست‌های هر نوع مداخله تصادفی (۷ بار تست راه رفتن و ۳ بار تست اسکات روی پای مبتلا)، بیمار شدت درد خود را در VAS مشخص کرد. حرکت فرد توسط دوربین‌های دستگاه آنالیز حرکت شامل ۷ دوربین مادون قرمز (Qualysis Motion Capture System, 41113, Packhusgatan 6, Qualisys AB, Gothenburg, Sweeden) با فرکانس ۱۰۰ هرتز ثبت گردید (۲۴). سپس موقعیت نشانگرها با استفاده از برنامه Qualysis Track Manager (QTM) (Qualysis motion analysis, 41113, Packhusgatan 6, Qualisys AB, Gothenburg, Sweden) نام‌گذاری و ثبت شد. اجزای بدن از جمله پا، ساق پا، ران، لگن و تنه به وسیله برنامه Visual3D (Visual3D™, C-motion Inc., Germantown, MD, USA) بازسازی گردید. اطلاعات خروجی با استفاده از فیلتر پایین‌گذر (Butterworth) و فرکانس برشی ۱۵ هرتز برای نیرو فیلتر شد (۲۵، ۱). جهت از بین بردن اثر عامل مخدوش‌کننده وزن بدن، گشتاور به مقدار وزن بدن نرمال‌سازی گردید. استخراج داده‌های متغیرهای راه رفتن با استفاده از نرم‌افزار QTM و استخراج متغیرهای زاویه و گشتاور با استفاده از نرم‌افزار Visual 3D صورت گرفت.

کفی به کار برده شده در تحقیق حاضر دارای گوه داخلی تمام طول بود که جنس آن از اتیلن ونیل استات با تراکم بالا جهت جلوگیری از فشردگی بیش از حد حین راه رفتن (۲۵، ۱۳) بود. شیب گوه برای پای سالم، صفر درجه عرضی و برای پای مبتلا به PFPS، ۶ درجه عرضی در نظر گرفته شد (۲۶، ۱). کفی‌ها در کلینیک ارتوپدی فنی دانشکده علوم توان‌بخشی اصفهان ساخته شد که برای ساخت هر کفی شیب گوه با طول پا نرمال‌سازی گردید.

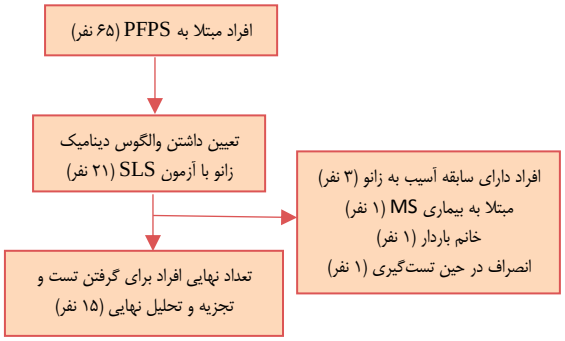
زانوبند به کار رفته در این آزمون از جنس نئوپرن چهار فنره (شرکت تکنوتن، تهران، ایران) بود که قسمت پاتلا باز بود. با وجود سایزبندی‌های مختلف، هر شرکت‌کننده زانوبند متناسب با محیط زانوی خویش را دریافت نمود تا محدودیت کمتری برای فرد ایجاد شود. برای اندازه‌گیری دامنه حرکتی و دامنه گشتاور زانو در صفحه فرونتال در حالت راه رفتن، بازه استانس از Heel Contact تا Push Off در نظر گرفته شد و در حالت اسکات روی پای مبتلا از زمانی که مرکز فشار بدن بین دو تا پای فرد قرار می‌گرفت تا حداکثر فلکشنی که هر فرد در طی ۱۲ تست اسکات روی پای مبتلا انجام می‌داد، برای تجزیه و تحلیل بررسی شد (۲۸، ۲۷، ۱). متوسط سرعت راه رفتن از تقسیم طول گام به زمان گام به دست آمد. در نهایت، همه داده‌ها وارد نرم‌افزار Excel (Microsoft Corp. Released 2016. Microsoft Office for Windows, Redmond, WA, USA) شد و برای تحلیل آماری، میانگین تکرارها برای داده‌های هر فرد محاسبه گردید که این کار توسط کارشناس ارشد ارتوپدی فنی انجام گرفت.

به منظور مقایسه حالات مختلف مداخله در هر یک از آزمون‌ها (به دلیل مقایسه چهار گروه وابسته)، از آزمون Repeated measures ANOVA استفاده گردید. همچنین، از آزمون تعقیبی Bonferroni جهت تعیین سطح معنی‌داری تفاوت بین مداخلات استفاده شد. با استفاده از نرم‌افزار G*Power و بر اساس بیشینه گشتاور زانو در حالت بدون ارتوز و با استفاده از زانوبند و گوه داخلی و سطح اطمینان ۹۰ درصد برای مطالعات کوچک، توان پژوهش حاضر حدود ۶۰ در صد محاسبه گردید. در نهایت، داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ (SPSS version 16, SPSS Inc., Chicago, IL) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. $P < ۰/۰۵$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

شرکت‌کنندگان را ۱۵ فرد مبتلا به PFPS (۶ مرد و ۹ زن) تشکیل داد. شکل ۲ روند ورود افراد به مطالعه و میزان ریزش نمونه‌ها را نشان می‌دهد. کلیه افراد تمام مراحل تحقیق را پشت سر گذاشتند و به دلیل عدم ریزش افراد، امکان تحلیل Intention-to-treat (ITT) فراهم نگردید.

جدول ۱ اطلاعات دموگرافیک شرکت‌کنندگان را نشان می‌دهد. درگیری PFPS در ۱۱ نفر در پای غالب و در ۴ نفر در پای غیر غالب بود.



شکل ۲. روند ورود افراد به مطالعه و میزان ریزش نمونه‌ها
PFPS: Patellofemoral Pain Syndrome; SLS: Single-leg squat

http://jrrs.mui.ac.ir

جدول ۱. آمار توصیفی مشارکت‌کنندگان

جنسیت	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)
زن	۲۴/۱۱ ± ۲/۲۰	۵۷/۶۶ ± ۷/۲۲	۱/۶۲ ± ۰/۰۷	۲۱/۸۸ ± ۱/۹۹
مرد	۲۱/۵۰ ± ۱/۳۷	۶۳/۲۵ ±۱۳/۱۵	۱/۷۴ ± ۰/۰۶	۲۰/۶۵ ± ۳/۶۹

داده‌ها بر اساس میانگین ± انحراف معیار گزارش شده است.

آمار توصیفی متغیرهای مورد بررسی در جدول ۲ ارایه شده است.

با توجه به نتایج آزمون‌های چند متغیره، تفاوت معنی‌داری از مداخلات در چهار وضعیت آزمون در متغیر درد مشخص گردید (P = ۰/۰۰۱). بنابراین، جهت مقایسه دو به دوی گروه‌ها در خروجی تحلیل واریانس، از پس‌آزمون Bonferroni استفاده گردید که نتایج در جدول ۳ ارایه شده است.

نتایج به دست آمده از دامنه حرکتی زانو در صفحه فرونتال حین راه رفتن و اسکات روی پای مبتلا و سرعت راه رفتن در چهار حالت مختلف مداخله با توجه به نتایج آزمون‌های چند متغیره، تفاوت معنی‌داری از مداخلات در چهار وضعیت آزمون را نشان نداد (P < ۰/۰۵۰). تفاوت معنی‌داری در بیشینه اول گشتاور زانو در صفحه فرونتال حین راه رفتن طی فاز استانس در چهار وضعیت آزمون با توجه به نتایج آزمون‌های چند متغیره وجود داشت (P = ۰/۰۰۲). بنابراین، جهت مقایسه دو به دوی گروه‌ها در خروجی تحلیل واریانس، از پس‌آزمون Bonferroni استفاده گردید (جدول ۴).

بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر، تأثیر ارتوزهای کفی گوه داخلی و زانوبند نئوپرن بر درد، زاویه و گشتاور زانو در صفحه فرونتال و بر راه رفتن در افراد مبتلا به PFPS بود. نتایج نشان داد که کفی گوه داخلی و زانوبند، تأثیر معنی‌داری بر درد وگشتاور زانو در صفحه فرونتال داشت، اما تأثیری بر دامنه حرکتی زانو در صفحه فرونتال (حین راه رفتن و اسکات روی پای مبتلا) و سرعت راه رفتن افراد مبتلا به PFPS نداشت. استفاده از گوه داخلی و زانوبند نئوپرن توانست تأثیر فوری بر کاهش درد نشان دهد.

تأثیر ارتوز بر درد افراد مبتلا به PFPS حین انجام اسکات روی پای مبتلا:

بر اساس نتایج به دست آمده، درد در حالت بدون ارتوز به طور معنی‌داری بیش از سه وضعیت دیگر شامل با زانوبند، با کفی گوه داخلی و با زانوبند و کفی گوه داخلی بود؛ در حالی که تفاوت معنی‌داری بین خود مداخلات یافت نشد. ممکن است مکانیسم کاهش درد با استفاده از ارتوز، نتیجه تأثیری باشد که ارتوز بر افزایش حس عمقی و وضعیت مفصلی دارد (۱۱). Salsich و همکاران درد را در ۲۰ زن مبتلا به PFPS و والگوس دینامیک زانو بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که درد با افزایش اینترنال روتیشن هیپ و اکسترنال روتیشن زانو در شرایط افزایش والگوس دینامیک زانو افزایش می‌یابد (۶). نتایج مطالعه Barton و همکاران نشان داد که استفاده از ارتوز پا از پیش‌ساخته، باعث کاهش درد هنگام تکمیل چمباتمه زدن تک پا می‌شود (۱۱). در تحقیق دیگری، Barton و همکاران اثر فوری ارتوز پای پیش‌ساخته دارای گوه چهار درجه واروس و قوس حمایت‌کننده را بر روی تغییرات درد هنگام نزول گام، بلند شدن تک پا از حالت نشسته و تکمیل چمباتمه زدن تک پا را انجام داد که نتایج، کاهش درد در عملکردهای یاد شده را نشان داد (۱۲). قاسمی و دهقان، کاهش درد را با استفاده از دو نوع زانوبند پس از سه هفته پیگیری گزارش کردند (۸). پژوهش‌های انجام شده مشابه بررسی حاضر روی درد، نتایج مشابهی را نشان داده است، اما نتایج Powers و همکاران (۱۴) متفاوت بود. آن‌ها در مطالعه خود بر روی بریس کشککی، کاهش معنی‌داری را بر درد و شاخص‌های راه رفتن در دو حالت با و بدون بریس یافت نکردند (۱۴). علت متفاوت بودن نتایج می‌تواند در اثر گوناگونی مداخلات، مدت پیگیری و شرایط آزمون باشد. تأثیر ارتوز بر دامنه حرکتی زانو در صفحه فرونتال در راه رفتن و حین اسکات روی پای مبتلا در مطالعه حاضر، دامنه حرکتی زانو در صفحه فرونتال در فاز استانس راه رفتن و حین اسکات روی پای مبتلا با استفاده از کفی دارای گوه داخلی و زانوبند در چهار حالت مختلف مداخله مورد بررسی قرار گرفت که نتایج تغییر معنی‌داری را نشان نداد.

Self و همکاران تحقیقی را جهت بررسی بیومکانیک زانو در طی نزول گام با استفاده از بریس و چسب زدن در افراد مبتلا به PFPS انجام دادند و به این نتیجه رسیدند که دامنه حرکتی زانو در صفحه کرونال با استفاده از برچسب و بریس کاهش یافت (۱۸). نتایج پژوهش حاضر با یافته‌های مطالعات Mills و همکاران (۲۵) و Boldt و همکاران (۱) همخوانی داشت. Mills و همکاران در تحقیق خود به بررسی تأثیر ارتوز پا با سه درجه سختی متفاوت، بر کینماتیک مفاصل تحتانی و EMG عضلات پرداخت. او بیشینه و کیمینه و مسافت طی شده زاویه زانو در صفحه فرونتال را مورد بررسی قرار داد که تفاوت معنی‌داری در کینماتیک زانو در صفحه فرونتال مشاهده نکرد (۲۵).

جدول ۲. میانگین شاخص‌های مورد بررسی در چهار وضعیت آزمون

متغیر	گروه				مقدار P
	شاهد (بدون ارتوز)	زانوبند	کفی گوه داخلی	زانوبند و کفی گوه داخلی	
درد (میلی‌متر)	۴۵/۶ ± ۱۰/۴۵	۲۸/۵۳ ± ۸/۲۸	۲۹/۸۰ ± ۹/۷۴	۲۷/۱۳ ± ۷/۹۰	۰/۰۰۱
دامنه حرکتی زانو در صفحه فرونتال (درجه)	۵/۴۳ ± ۲/۳۱	۴/۶۱ ± ۲/۳۲	۵/۵۹ ± ۲/۲۰	۴/۶۹ ± ۲/۲۱	۰/۴۹۰
دامنه حرکتی زانو حین آزمون SLS در صفحه فرونتال (درجه)	۷/۳۹ ± ۳/۲۹	۷/۲۵ ± ۳/۹۹	۷/۸۲ ± ۳/۳۱	۸/۱۷ ± ۴/۶۰	۰/۳۴۰
سرعت راه رفتن (متر بر ثانیه)	۱/۱۲ ± ۰/۱۳	۱/۱۰ ± ۰/۱۴	۱/۱۰ ± ۰/۱۳	۱/۱۱ ± ۰/۱۵	۰/۰۶۷
بیشینه اول گشتاور ابداکتوری زانو (نیوتون‌متر)	۰/۴۰ ± ۰/۱۲	۰/۴۰ ± ۰/۱۲	۰/۴۰ ± ۰/۱۳	۰/۴۶ ± ۰/۱۲	۰/۰۰۲

داده‌ها بر اساس میانگین ± انحراف معیار گزارش شده است.

SLS: Single-leg squat

http://jrrs.mui.ac.ir

جدول ۳. مقایسه تغییرات درد حین انجام اسکات روی پای مبتلا در حالات مختلف مداخله

مقایسه‌ها	اختلاف میانگین (میلی‌متر)	فاصله اطمینان ۹۵ درصد (میلی‌متر)	مقدار P
بدون ارتوز- زانوبند	۱۷/۰۶	۱۰/۱۵-۲۳/۹۸	≤ ۰/۰۰۱*
بدون ارتوز- کفی گوه داخلی	۱۵/۸۰	۹/۸۹-۲۱/۷۰	۰/۰۲۳*
بدون ارتوز- زانوبند و کفی گوه داخلی	۱۸/۴۶	۱۲/۰۲-۲۴/۹۱	۰/۰۰۷*
زانوبند- کفی گوه داخلی	۱/۲۶	(-۸/۲۸)-۵/۷۴	> ۰/۹۹۹
زانوبند- زانوبند و کفی گوه داخلی	۱/۴۰	(-۴/۷۸)-۷/۵۸	> ۰/۹۹۹
کفی گوه داخلی- زانوبند و کفی گوه داخلی	۲/۶۶	(-۳/۶۵)-۸/۹۸	> ۰/۹۹۹

*وجود اختلاف معنی‌دار در سطح P < ۰/۰۵۰

نتایج پژوهش Boldt و همکاران نیز تفاوتی در بیشینه زاویه زانو در صفحه فرونتال با استفاده از کفی گوه داخلی نشان نداد (۱). Graci و Salsich کینماتیک مفاصل اندام تحتانی را در ۲۰ زن دارای والگوس دینامیک زانو و PFPS در طول اسکات زدن تک پا در دو حالت الگوی حرکت معمول و اصلاح والگوس دینامیک زانو مورد بررسی قرار دادند که نتیجه معنی‌داری در صفحه فرونتال زانو به دست نیامد (۱۷).

تأثیر ارتوز بر سرعت راه رفتن: در مطالعه حاضر، سرعت راه رفتن برای هر گام محاسبه گردید و نتایج نشان داد که سرعت راه رفتن بعد از استفاده فوری از کفی دارای گوه داخلی و زانوبند نئوپرن تغییر معنی‌داری نکرد. در بررسی حاضر، افراد با سرعت دلخواه راه رفتند و سطح فعالیت آن‌ها ممکن است به گونه‌ای نبوده باشد که الگوی راه رفتن آن‌ها را مختل کرده باشد. تحقیقات گرایش به سمت کاهش سرعت راه رفتن در افراد مبتلا به PFPS را نشان می‌دهد (۳۱-۲۹، ۱۴). در پژوهش Powers و همکاران، کاهش سرعت در افراد مبتلا به PFPS در طی پیاده‌روی سریع، صعود و نزول از پله و بالا و پایین رفتن از رمپ مشخص گردید. همچنین، اختلاف معنی‌داری در درد، گشتاور و شاخص‌های گیت در بررسی فوری بریس پاتلا در زنان مبتلا به PFPS مشاهده نشد (۱۴). Bek و همکاران مطالعه‌ای را در زمینه اثر آنی استرپ اینفراپتلار روی ۱۸ زن با درد یک طرفه پاتلوفمورال انجام دادند. سپس شاخص‌های راه رفتن را با و بدون استرپ اینفراپتلار توسط اسکن کف پایی اندازه گرفت که نتایج تفاوت معنی‌داری را نشان نداد (۳). این در حالی است که عراض‌پور و همکاران شش هفته بعد از پوشیدن بریس فلکشن زانو، شاخص‌های مکانی- زمانی را اندازه گرفتند و نتایج به دست آمده کاهش درد، افزایش میانگین کادنس، بهبود سرعت و طول گام و فلکشن زانو را نشان داد (۲۹). نتایج تحقیق حاضر با یافته‌های پژوهش‌های Powers و همکاران (۱۴) و Bek و همکاران (۳) هم‌راستا بود که آن‌ها هم تأثیر آنی را بررسی کرده بودند، اما عراض‌پور و همکاران که به بررسی تأثیرات طولانی مدت پرداخته بود، نتایج بهتری کسب کرده بود.

تأثیر ارتوز بر گشتاور زانو در صفحه فرونتال: نتایج مطالعه حاضر نشان داد که بیشینه گشتاور اداکتوری زانو با استفاده از مداخلات ارتوزی کفی گوه داخلی و کفی گوه داخلی به همراه زانوبند افزایش پیدا کرد. تحقیقات آینده‌نگر، عوامل خطرساز بیومکانیکی PFPS شامل افزایش گشتاور ابداکتوری زانو، افزایش ایمپالس گشتاور ابداکتوری زانو و افزایش چرخش به داخل فمور را شناسایی کرده‌اند (۶). طبق پژوهش‌های پیشین، افراد مبتلا به PFPS، افزایش مساحت زیر نمودار گشتاور ابداکتوری زانو نسبت به فاز استانس را در مقایسه با افراد سالم در حین دویدن نشان دادند (۳۲). بنابراین، یک استراتژی درمانی، کاهش گشتاور ابداکتوری زانو و ایجاد گشتاور واروس در زانو برای جلوگیری از بروز و پیشرفت PFPS است (۲۶، ۶). نتایج مطالعه حاضر نیز هم‌جهت با این هدف یعنی کاهش گشتاور اداکتور بود، اما نتایج تحقیق Boldt و همکاران (۱) با یافته‌های پژوهش حاضر مغایرت داشت. وی در مطالعه خود با بررسی میزان اثر گوه داخلی بر مکانیسم دویدن افراد مبتلا به PFPS در مقایسه با افراد سالم، افزایش گشتاور ابداکتوری داخلی زانو و کاهش چرخش اداکتوری هیپ را در هر دو گروه مشاهده نمود و نتیجه‌گیری کرد که گوه داخلی اثر کمی بر مکانیسم کینماتیکی زانو و هیپ در طول دویدن در افراد مبتلا به PFPS دارد (۱). Self و همکاران در تحقیق خود، تفاوت معنی‌داری را در گشتاور زانو در صفحه فرونتال با استفاده از بریس و چسب زدن حین نزول گام از پله ۲۰ سانتی مشاهده نکردند (۱۸). اگرچه گزارش‌های آماری اثرات حرکتی، در پژوهش‌های قبلی (۳۲، ۲۷، ۲۵، ۱۴، ۱۱، ۶، ۳، ۱) متفاوت بود، اما مقادیر اثرات در هر مورد بعید است به بیش از خطاهای اندازه‌گیری برسد. دلیل این تفاوت‌ها را شاید بتوان به علت متفاوت بودن شرایط آزمون‌ها و مداخلات تفسیر کرد.

جدول ۴. مقایسه بیشینه اول گشتاور زانو در صفحه فرونتال طی فاز استانس در حالات مختلف مداخله

مقایسه‌ها	اختلاف میانگین (نیوتون‌متر)	فاصله اطمینان ۹۵ درصد (نیوتون‌متر)	مقدار P
شاهد- زانوبند	۰/۰۰۶	(-۰/۰۲۰)-۰/۴۰۰	> ۰/۹۹۹
شاهد- کفی گوه داخلی	-۰/۰۳۷	(-۰/۰۵۹)-(-۰/۰۱۵)	≤ ۰/۰۰۱*
شاهد- زانوبند و کفی گوه داخلی	-۰/۰۶۰	(-۰/۰۹۱)-(-۰/۰۲۸)	۰/۰۳۳*
زانوبند- کفی گوه داخلی	-۰/۰۴۳	(-۰/۰۹۱)-۰/۰۰۴	۰/۰۸۰
زانوبند- زانوبند و کفی گوه داخلی	-۰/۰۶۵	(-۰/۱۰۰)-(-۰/۰۰۳)	۰/۰۰۸*
کفی گوه داخلی- زانوبند و کفی گوه داخلی	-۰/۰۲۲	(-۰/۰۶۴)-۰/۰۲۰	۰/۷۵۰

*وجود اختلاف معنی‌دار در سطح P < ۰/۰۵۰

http://jrrs.mui.ac.ir

در مطالعه حاضر، تغییر در گشتاور اداکتوری زانو مشاهده گردید. تغییر گشتاور اغلب وابسته به تغییر دو مؤلفه اندازه نیروی عکس‌العمل سطح و فاصله این نیرو از مرکز چرخش مفصل می‌باشد (۳۵، ۳۴). با فرض یکسان بودن نیروی عکس‌العمل سطح در تکرارهای مختلف، به نظر می‌رسد که تغییر در گشتاور اداکتوری ایجاد شده می‌تواند مربوط به تغییر فاصله عمودی بردار نیرو تا مرکز مفصل باشد. تغییر در فاصله عمودی بردار نیرو تا مرکز چرخش مفصل هم از طریق حرکت مفصل زانو در صفحه فرونتال و هم از طریق جابه‌جایی نقطه اثر بردار نیروی عکس‌العمل سطح در اثر تغییر مرکز فشار در کف پا امکان‌پذیر است. نتایج تحقیق حاضر نشان داد که حرکت زانو در صفحه فرونتال معنی‌دار نبوده است. بنابراین، می‌توان تغییر حاصل شده در اندازه گشتاور را ناشی از تغییر در مرکز فشار کف پا دانست. به این صورت که شاید مرکز فشار در اثر استفاده از گوه داخلی به سمت لبه کناری پا رانده شود و بردار نیروی عکس‌العمل سطح به محور چرخش مرکز مفصل زانو نزدیک گردد. بنابراین، پیشنهاد می‌گردد که در پژوهش‌های آینده، میزان جابه‌جایی مرکز فشار نیز بررسی گردد، اما به طور کلی با توجه به نتایج به دست آمده (کاهش درد و افزایش بیشینه اول گشتاور زانو در صفحه فرونتال)، می‌توان از زانوبند و کفی گوه داخلی به عنوان یک استراتژی درمانی مؤثر در درمان افراد مبتلا به PFPS نام برد.

محدودیت‌ها

از محدودیت‌های مطالعه حاضر می‌توان به عدم پیگیری شرکت‌کنندگان در بازه‌های زمانی اشاره کرد. بر این اساس، نمی‌توان در مورد اثر بلند مدت این ارتوزها اظهار نظر قطعی کرد.

پیشنهادها

با توجه به این که والگوس دینامیک زانو حاصل تغییرات بیومکانیکی زانو و هیپ در صفحه فرونتال و عرضی می‌باشد و در این کار فقط به یک جزء آن (تغییرات کینتیکی و کینماتیکی زانو در صفحه فرونتال) پرداخته شده بود، پیشنهاد می‌شود حرکات صفحه عرضی زانو و همچنین، بیومکانیک مفصل هیپ در تحقیقات آینده بررسی گردد.

نتیجه‌گیری

هنگام فعالیت‌های مانند چمباتمه روی یک پا که به مفصل پاتلوفمورال فشار وارد می‌شود، می‌توان با استفاده از مداخلات ارتوزی، به کاهش درد و فشار وارد آمده به مفصل کمک کرد. در پژوهش حاضر، مداخلات ارتوزی اثر فوری روی سرعت راه رفتن و دامنه حرکتی زانو در صفحه فرونتال نشان نداد، اما بیشینه گشتاور زانو در صفحه فرونتال افزایش یافت که این امر می‌تواند به کاهش والگوس دینامیک در افراد مبتلا به PFPS کمک‌کننده باشد.

تشکر و قدردانی

مطالعه حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد با کد طرح ۳۹۴۴۵۲، کد اخلاق IR.MUI.REC.1394.3.452 و کد ثبت IRCT20150210021034N4، مصوب دانشگاه علوم پزشکی اصفهان می‌باشد. بدین وسیله از حمایت‌های دانشگاه علوم پزشکی به جهت در اختیار گذاشتن مرکز تحقیقات و انجام همکاری‌های لازم، تشکر و قدر دانی به عمل می‌آید. همچنین، از شورای بالینی و معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان وکلیه بیمارانی که در اجرای این طرح همکاری نمودند، سپاسگزاری می‌گردد.

نقش نویسندگان

آمنه عابدیان اول، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، نیلوفر فرشته‌نژاد، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، ابراهیم صادقی، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، جذب منابع مالی برای انجام مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران را بر عهده داشتند.

منابع مالی

پژوهش حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد گروه ارتوپدی فنی با کد طرح ۳۹۴۴۵۲، کد اخلاق IR.MUI.REC.1394.3.452 و کد ثبت IRCT20150210021034N4 می‌باشد که با حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان تنظیم گردید. دانشگاه علوم پزشکی اصفهان در جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و گزارش آن‌ها، تنظیم دست‌نوشته و تأیید نهایی مقاله برای انتشار اعمال نظر نداشته است.

تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند. دکتر ابراهیم صادقی بودجه انجام مطالعه پایه مرتبط با این مقاله را از دانشگاه علوم پزشکی دانشگاه اصفهان جذب نموده است و به عنوان دانشیار ارتوپدی فنی در این دانشگده مشغول به فعالیت می‌باشد. تحقیق حاضر بر اساس اطلاعات مستخرج از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد اعضای مصنوعی به شماره طرح ۳۹۴۴۵۲ و با حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان تنظیم گردید.

References

1. Boldt AR, Willson JD, Barrios JA, Kernozek TW. Effects of medially wedged foot orthoses on knee and hip joint running mechanics in females with and without patellofemoral pain syndrome. J Appl Biomech 2013; 29(1): 68-77.

2. Munuera PV, Mazoteras-Pardo R. Benefits of custom-made foot orthoses in treating patellofemoral pain. Prosthet Orthot Int 2011; 35(4): 342-9.
3. Bek N, Kinikli GI, Callaghan MJ, Atay OA. Foot biomechanics and initial effects of infrapatellar strap on gait parameters in patients with unilateral patellofemoral pain syndrome. Foot (Edinb) 2011; 21(3): 114-8.
4. Barton CJ, Bonanno D, Levinger P, Menz HB. Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: A case control and reliability study. J Orthop Sports Phys Ther 2010; 40(5): 286-96.
5. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective. J Orthop Sports Phys Ther 2010; 40(2): 42-51.
6. Salsich GB, Graci V, Maxam DE. The effects of movement pattern modification on lower extremity kinematics and pain in women with patellofemoral pain. J Orthop Sports Phys Ther 2012; 42(12): 1017-24.
7. Petersen W, Ellermann A, Gosele-Koppenburg A, Best R, Rembitzki IV, Bruggemann GP, et al. Patellofemoral pain syndrome. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2014; 22(10): 2264-74.
8. Ghasemi MS, Dehghan N. The comparison of Neoprene palumbo and Genu direxa stable orthosis effects on pain and activity of daily living in patients with patellofemoral syndrome: a randomized blinded clinical trial. Electron Physician 2015; 7(6): 1325-9.
9. Magee DJ. Orthopedic physical assessment. St Louis, MO: Elsevier Health Sciences; 2014. p. 782.
10. Dutton RA, Khadavi MJ, Fredericson M. Update on rehabilitation of patellofemoral pain. Curr Sports Med Rep 2014; 13(3): 172-8.
11. Barton CJ, Menz HB, Crossley KM. Clinical predictors of foot orthoses efficacy in individuals with patellofemoral pain. Med Sci Sports Exerc 2011; 43(9): 1603-10.
12. Barton CJ, Menz HB, Crossley KM. The immediate effects of foot orthoses on functional performance in individuals with patellofemoral pain syndrome. Br J Sports Med 2011; 45(3): 193-7.
13. McPoil TG, Vicenzino B, Cornwall MW. Effect of foot orthoses contour on pain perception in individuals with patellofemoral pain. J Am Podiatr Med Assoc 2011; 101(1): 7-16.
14. Powers CM, Doubleday KL, Escudero C. Influence of patellofemoral bracing on pain, knee extensor torque, and gait function in females with patellofemoral pain. Physiother Theory Pract 2008; 24(3): 143-50.
15. 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. J Biomech 2010; 43(9): 1794-8.
16. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: A theoretical perspective. J Orthop Sports Phys Ther 2003; 33(11): 639-46.
17. Graci V, Salsich GB. Trunk and lower extremity segment kinematics and their relationship to pain following movement instruction during a single-leg squat in females with dynamic knee valgus and patellofemoral pain. J Sci Med Sport 2015; 18(3): 343-7.
18. Selfe J, Thewlis D, Hill S, Whitaker J, Sutton C, Richards J. A clinical study of the biomechanics of step descent using different treatment modalities for patellofemoral pain. Gait Posture 2011; 34(1): 92-6.
19. Dixit S, DiFiori JP, Burton M, Mines B. Management of patellofemoral pain syndrome. Am Fam Physician 2007; 75(2): 194-202.
20. Crossley K, Bennell K, Green S, Mcconnell J. A systematic review of physical interventions for patellofemoral pain syndrome. Clin J Sport Med 2001; 11(2): 103-10.
21. Draper CE, Besier TF, Santos JM, Jennings F, Fredericson M, Gold GE, et al. Using real-time MRI to quantify altered joint kinematics in subjects with patellofemoral pain and to evaluate the effects of a patellar brace or sleeve on joint motion. J Orthop Res 2009; 27(5): 571-7.
22. Sharafi M, Ghasemi MS, Kamali M, Saeedi H. Effects of Neoprene palumbo and Geno direxa stable orthoses on pain and daily activities of patients with Patello Femoral Pain Syndrome. J Gorgan Univ Med Sci 2010; 12(1): 20-6. [In Persian].
23. Thomas MJ, Wood L, Selfe J, Peat G. Anterior knee pain in younger adults as a precursor to subsequent patellofemoral osteoarthritis: A systematic review. BMC Musculoskelet Disord 2010; 11: 201.
24. Fantini Pagani CH, Hinrichs M, Bruggemann GP. Kinetic and kinematic changes with the use of valgus knee brace and lateral wedge insoles in patients with medial knee osteoarthritis. J Orthop Res 2012; 30(7): 1125-32.
25. Mills K, Blanch P, Vicenzino B. Comfort and midfoot mobility rather than orthosis hardness or contouring influence their immediate effects on lower limb function in patients with anterior knee pain. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2012; 27(2): 202-8.
26. Lewinson RT, Fukuchi CA, Worobets JT, Stefanyshyn DJ. The effects of wedged footwear on lower limb frontal plane biomechanics during running. Clin J Sport Med 2013; 23(3): 208-15.
27. Rodrigues P, Chang R, TenBroek T, Hamill J. Medially posted insoles consistently influence foot pronation in runners with and without anterior knee pain. Gait Posture 2013; 37(4): 526-31.
28. Barton CJ, Levinger P, Crossley KM, Webster KE, Menz HB. The relationship between rearfoot, tibial and hip kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2012; 27(7): 702-5.
29. Arazpour M, Notarki TT, Salimi A, Bani MA, Nabavi H, Hutchins SW. The effect of patellofemoral bracing on walking in individuals with patellofemoral pain syndrome. Prosthet Orthot Int 2013; 37(6): 465-70.
30. Nadeau S, Gravel D, Hebert LJ, Arsenault AB, Lepage Y. Gait study of patients with patellofemoral pain syndrome. Gait Posture 1997; 5(1): 21-7.

31. Powers CM, Ward SR, Chen YJ, Chan LD, Terk MR. The effect of bracing on patellofemoral joint stress during free and fast walking. Am J Sports Med 2004; 32(1): 224-31.
32. Lewinson RT, Wiley JP, Humble RN, Worobets JT, Stefanyshyn DJ. Altering knee abduction angular impulse using wedged insoles for treatment of patellofemoral pain in runners: A six-week randomized controlled trial. PLoS One 2015; 10(7): e0134461.
33. 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 (Bristol, Avon) 2014; 29(9): 1056-62.
34. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. Am J Sports Med 2005; 33(4): 492-501.
35. Ernst GP, Kawaguchi J, Saliba E. Effect of patellar taping on knee kinetics of patients with patellofemoral pain syndrome. J Orthop Sports Phys Ther 1999; 29(11): 661-7.

DOI: 10.22122/jrrs.v16i0.3528 Published by Vesnu Publications

The Immediate Effect of Medial Wedge Insole and Neoprene Brace on the Pain, Knee Valgus and Gait in Patients with Patellofemoral Pain Syndrome: Randomized Cross-Over Clinical Trial

Ameneh Abedian-Aval[1], Niloufar Fereshtenejad[2], Ebrahim Sadeghi-Demneh[3]

Original Article

Abstract

Introduction: Patellofemoral pain syndrome (PFPS) is a common problem that particularly affects active young people. In these patients, dynamic knee valgus causes hip and knee kinematic changes. Therefore, the reduction of dynamic valgus angle is one of the rehabilitation strategies in people with PFPS. The objective of this study was to evaluate the immediate effect of a medial wedge insole and knee orthosis on the knee pain and knee movement during walking and squat on involved side in people with PFPS.

Materials and Methods: 15 volunteers with PFPS participated in this crossover clinical study. All participants signed the consent form and then were evaluated in four random conditions (without orthosis, medial wedge, medial wedge in combination with knee brace, and knee brace). The kinematics and kinetics of the lower limb were studied during walking and single-leg squat. Data analysis was performed using repeated measures statistical analysis of variance (ANOVA).

Results: The knee brace, knee brace with medial wedge, and medial wedge significantly reduced the pain of affected leg after single-leg squat (P = 0.001). The walking speed (P = 0.067) and dynamic knee valgus angle (P = 0.490) did not significantly change in four different modalities of intervention. The peak moment of the knee in frontal plane was significantly increased in three conditions [medial wedge (P = 0.001), knee brace (P = 0.008), and knee brace in combination with medial wedge (P = 0.033)] compared with the control condition.

Conclusion: Use of medial wedge and neoprene knee brace can decrease pain and improve the biomechanical performance of people with PFPS. The use of these interventions can cause positive biomechanical effects on the lower limb.

Keywords: Patellofemoral pain syndrome; Dynamic knee valgus; Neoprene knee brace; Medial wedge

Citation: Abedian-Aval A, Fereshtenejad N, Sadeghi-Demneh E. **The Immediate Effect of Medial Wedge Insole and Neoprene Brace on the Pain, Knee Valgus and Gait in Patients with Patellofemoral Pain Syndrome: Randomized Cross-Over Clinical Trial.** J Res Rehabil Sci 2020; 16: 161-9.

Received date: 14.04.2020 Accept date: 29.08.2020 Published: 05.09.2020

1- Department of Orthotics and Prosthetics, Student Research Committee, School of Rehabilitation Sciences, Isfa-han University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
2- Department of Orthoticsand Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences AND Musculoskeletal Research Cen-ter, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
3- Associate Professor, Department of Orthoticsand Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences AND Musculo-skeletal Research Center, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
Corresponding Author: Ebrahim Sadeghi-Demneh; Associate Professor, Department of Orthoticsand Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences AND Musculo-skeletal Research Center, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran; Email: sadeghi@rehab.mui.ac.ir