● مجلهٔ دانشگاه علوم پزشکی کرمان، دورهٔ بیستم، شمارهٔ ۶، ص ۵۷۷-۵۶۶، ۱۳۹۲

مقالهٔ پژوهشی

اثر فوری زانوبند بر فعالیت عضلات اندام تحتانی در مرحله ایستایی راه رفتن در زنان مبتلا به سندرم درد کشککی-رانی

فاطمه سالاری اسکر[۱]، مهرداد عنبریان[۲*]، علی احسان صالح[۳]، امیرحسین یزدانی[۴]

خلاصه

مقدمه: هدف پژوهش حاضر تعیین اثر آنی استفاده از زانو بند حمایت کننده کشکک بر هم انقباضی و فعالیت الکترومایوگرافی منتخبی از عضلات اندام تحتانی طی مرحله ایستایی راه رفتن در زنان مبتلا به سندرم درد کشککی-رانی بود.

روش: فعالیت الکترومایوگرافی عضلات پهن خارجی، پهن داخلی، راست رانی، دوقلو خارجی، دوسررانی، نیم وتری، سرینی میانی و سرینی بزرگ ۱۶ زن دچار درد کشککی-رانی با میانگین سنی ۱/۹۳±۲۳/۹۴ سال قبل و پس از پوشیدن زانو بند هنگام راه رفتن ثبت و مقایسه شد. از آزمون t همبسته برای تجزیه و تحلیل آماری استفاده شد.

یافته‌ها: فعالیت الکترومایوگرافی عضله پهن داخلی طی کل مرحله ایستایی هنگام استفاده از زانو بند در مقایسه با قبل از آن به‌طور معنی‌داری (P=۰/۰۴۹) بیشتر بود. فعالیت عضله نیم وتری در هنگام استفاده از زانو بند نسبت به شرایط بدون زانوبند طی مرحله انتقال وزن (P=۰/۰۴۵) و کل مرحله ایستایی (P=۰/۰۳) کمتر بود. فعالیت هیچ یک از عضلات در زیر مراحل میانی و پروپالژن در دو شرایط با و بدون استفاده از زانو بند اختلاف معنی‌داری را نشان نداد. نتایج هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را در مقادیر هم انقباضی بین عضلات پهن داخلی و خارجی و بین عضلات جانب داخلی (عضله نیم وتری و پهن داخلی) و جانب خارجی (دوقلو خارجی، دوسررانی، پهن خارجی) زانو در شرایط استفاده از زانو بند نسبت به شرایط بدون زانو بند نشان نداد.

نتیجه‌گیری: به دلیل افزایش فعالیت عضله پهن داخلی و کاهش فعالیت الکترومایوگرافی عضله نیم وتری هنگام استفاده از زانو بند حمایت کننده کشکک در مرحله ایستایی راه رفتن، این امر محتمل است که میزان اوج گشتاور اکستنسوری طی مرحله ایستایی در بیماران هنگام استفاده از زانو بند حمایت کننده کشکک افزایش یابد.

واژه‌های کلیدی: سندرم درد کشککی-رانی، زانوبند حمایت کننده کشکک، الکترومایوگرافی، هم انقباضی

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی ، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان ۲- دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان ۳- دکترای پرتونگاری، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی استان همدان ۴- دکترای طب فیزیکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی استان همدان

* نویسنده مسؤول، آدرس پست الکترونیک: anbarian@basu.ac.ir

دریافت مقاله: ۱۳۹۱/۸/۱۶ دریافت مقاله اصلاح شده: ۱۳۹۲/۱/۲۰ پذیرش مقاله: ۱۳۹۲/۱/۲۸

مقدمه

سندرم درد مفصل کشککی-رانی (Patellofemoral pain syndrome: PFPS) به عنوان یکی از اصلی‌ترین علل مشکلات زانو به شمار می‌رود (۱). شیوع این سندرم در زنان بیشتر و حدود دو برابر مردان است و بیشتر در ورزشکاران و افراد نظامی دیده می‌شود (۸-۲). اگر چه علت ابتلا به سندرم درد مفصل کشککی-رانی به‌طور قطعی مشخص نشده است اما محققین بر این باورند که شاید علت درد مبتلایان به این سندرم ناشی از استفاده زیاد از این مفصل، عدم راستای صحیح مفصل کشککی-رانی و ضربه باشد (۶،۹). برخی دیگر از محققین، راستای غیر طبیعی مفصل کشککی-رانی را در اثر عوامل مختلف چون عدم تعادل فعالیت و تولید نیرو در عضلات پهن داخلی و پهن خارجی و به خصوص بی‌کفایتی عضله پهن داخلی معرفی کرده‌اند که سبب انحراف کشکک به سمت خارج می‌شود (۱۳-۱۰). انحراف کشکک به سمت خارج سبب افزایش فشار در بخش خارجی مفصل کشککی-رانی می‌شود (۱۷-۱۴) که این افزایش فشار بالقوه می‌تواند سبب ایجاد درد و تخریب مفصل کشککی-رانی شود. ایجاد درد به احتمال زیاد می‌تواند مربوط به حساس بودن استخوان ساب کندرال نسبت به تغییرات نیروهای فشاری و قیچی‌وار باشد (۱۸،۱۹،۱۵). البته توجه به این نکته ضروری است که نباید علت این سندرم را تنها در ساختارهای مفصل کشککی-رانی جستجو کرد. برای نمونه می‌توان به نقش عضلات اکستنسور ران در عملکرد دینامیکی اندام تحتانی اشاره کرد. در اجرای مهارتی نظیر فرود متعاقب پرش، تا حدود ۲۵ درصد جذب انرژی توسط عضلات اکستنسور ران انجام می‌شود (۲۰). بنابراین، نقص در قدرت این عضلات می‌تواند میزان بار وارد شده بر مفصل زانو را افزایش داده و در نتیجه منجر به وارد آمدن فشار و درد بیشتر در ناحیه زانو شود (۲۰). به همین دلیل در پژوهش حاضر نقش سایر عضلات که به‌طور مستقیم نیز در ارتباط با مفصل کشککی-رانی نیستند مورد بررسی قرار گرفت.

چسب زنی و استفاده از زانو بند از روش‌های درمانی غیر تهاجمی برای بهبود علائم درد و ناراحتی در سندرم درد مفصل کشککی-رانی هستند که به‌کار گرفته می‌شوند (۲۱،۲۲). چسب‌زنی از طریق قرار دادن کشکک در مرکز حفره تروکله‌آر (Trochlear groove) ران سبب کاهش درد در مبتلایان می‌شود (۲۳،۲۴). در پژوهشی در سال ۲۰۱۰ یکی از مکانیزم‌های بهبود درد کشککی-رانی چسب‌زنی کشکک در کاهش نیروی عکس‌العمل مفصل کشککی-رانی معرفی شده است (۲۵). تحقیقات انجام شده مرتبط با تبیین مکانیزم‌های اثرگذاری زانو بند در بهبود درد کشککی-رانی بسیار اندک و بعضاً دارای نتایج متناقض هستند. در بین این مطالعات می‌توان از تحقیق روستایی و همکاران که اثر زانوبند مکشی را در ایجاد جدایی در سطوح مفصلی کشککی-رانی در بیماران مبتلا به درد کشککی-رانی را بررسی کرده‌اند اشاره کرد (۲۶). در پژوهش دیگری اثر زانو بند کشککی بر روی کینماتیک سه بعدی کشکک در بیماران مبتلا استئوآرتریت ناحیه‌ی خارجی مفصل کشککی-رانی بررسی و گزارش شده که زانو بند قادر به بهبود کینماتیک کشکک است (۲۷). در پژوهشی که اثر استفاده آنی نوعی زانو بند با قابلیت تنظیم مقاومت در برابر حرکت فلکشن زانو بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات راست رانی، نیم وتری، پهن داخلی و پهن خارجی حین راه رفتن و بالا رفتن از پله بررسی شده، تغییری در نسبت فعالیت عضله پهن داخلی به پهن خارجی گزارش نشده است (۲۸). در حوزه مطالعات مرتبط با فعالیت عضلانی، تغییرات مقادیر هم انقباضی عضلات و میزان فعالیت عضلانی به عنوان یکی از مکانیزم‌های مؤثر در بهبود درد کشککی-رانی نیز مورد توجه محققین بوده است (۲۹،۳۰، ۱۳-۱۱)، اما از آنجایی که محققین تا به حال در ارتباط با تجویز زانو بند خاصی

برای افراد با درد زانو و همچنین مکانیزم‌های بهبود سندرم درد مفصل کشککی-رانی به توافق نرسیده‌اند، لزوم اجرای پژوهش‌های بیشتر ضروری به نظر می‌رسد.

زانو بند استفاده شده در این پژوهش به دلیل ساختار حمایتی (پد حمایت کننده) که در جانب خارجی خود داشت قادر به حمایت کشکک در جهت خارج به داخل می‌باشد. از آنجایی که ساختار و فعالیت عضلات هنگام اجرای مهارت‌ها، پیچیده و در تعامل با یکدیگر هستند، فرضیه پژوهش حاضر بر این مبنا استوار بود که هر چند این نوع زانو بند در حمایت کشکک در جهت خارج به داخل نقش دارد اما می‌تواند بر فعالیت سایر عضلات که در ارتباط مستقیم با کشکک نیستند نیز تأثیرگذار باشد. بنابراین هدف پژوهش حاضر تعیین اثر استفاده آنی از زانو بند حمایت کننده کشکک بر هم انقباضی (Co-contraction) و فعالیت الکترومایوگرافی منتخبی از عضلات اندام تحتانی طی مرحله ایستایی راه رفتن و زیر مراحل مختلف آن شامل تماس پاشنه با زمین (Heel contact)، مرحله میانی (Mid stance) و پروپالژن (Propulsion) در زنان با درد کشککی-رانی بود.

روش بررسی

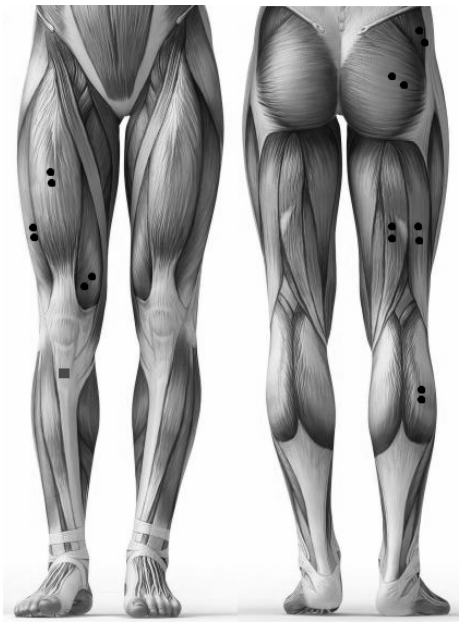
نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۱۶ زن مبتلا به درد مفصل کشککی-رانی (میانگین سنی:۱/۷۳±۲۳/۹۴ سال، قد: ۴/۵±۱۶۵ سانتی‌متر و وزن: ۵/۳±۵۹/۹ کیلوگرم) بود که توسط پزشک متخصص با استفاده از شرح حال، عکس رادیوگرافی و معاینات بالینی از بین بیماران مراجعه کننده به یکی از کلینیک‌های درمانی شهر همدان شناسایی و برای انجام مراحل این تحقیق به آزمایشگاه تحقیقاتی بیومکانیک اندام تحتانی دانشگاه بوعلی سینا معرفی شدند. معیارهای ورود به تحقیق شامل مثبت بودن آزمون ارزیابی کلارک (Clark' s sign)، وجود درد برای حداقل سه ماه پیش از تحقیق در مفصل کشککی-رانی حداقل هنگام دو مورد از فعالیت‌های بالا یا پایین رفتن از پله، زانو زدن و یا اجرای حرکت اسکات می‌باشد. برای سنجش میزان درد از مقیاس دیداری درد (Visual analogue scale) استفاده شد (۴۱). معیارهای خروج از مطالعه سابقه جراحی به ویژه در اندام تحتانی، اختلاف طول دو پا، وجود درد در ناحیه ستون فقرات و مفصل ران یا زانو و مچ پا، وجود ناهنجاری و عدم راستای طبیعی در ناحیه زانو بودند.

زانو بند استفاده شده در این پژوهش از نوع حمایت کننده کشکک (1028 patella tracking support) ساخت کشور تایوان بود. این زانو بند دارای یک پد حمایت کننده کشکک در جانب خارجی است که کشکک را در جهت خارج به داخل حمایت می‌کند. با وجود سایزبندی مختلف این زانو بند، هر آزمودنی زانوبند متناسب با محیط زانوی خویش را استفاده کرد تا محدودیت حرکتی برای افراد ایجاد نشود (شکل ۱).

آزمودنی‌ها پس از مراجعه به آزمایشگاه و آگاه شدن از روند پژوهش، رضایت خود را مبنی بر شرکت در آزمایش، به صورت کتبی اعلام کردند. سپس پوست نقاط مورد نصب الکترودهای سطحی و چسبنده یک‌بار مصرف Ag-Agcl با زدودن مو با پنبه و الکل طبی آماده‌سازی شد. الکترودها بر روی عضلات دوقلوی خارجی، پهن خارجی، پهن داخلی، راست رانی، دوسررانی، نیم وتری، سرینی بزرگ و سرینی میانی پای آزمودنی مطابق با پروتکل اروپایی SENIAM نصب گردیدند (۳۱). همچنین فاصله بین دو قطب مثبت و منفی الکترودها (فاصله مرکز تا مرکز) ۲۰ میلی‌متر انتخاب شد. الکترود زمین بر روی استخوان درشت نی نصب شد (شکل ۲). الکترودها و کابل‌ها بروی پوست ثابت شدند تا در حرکت آزمودنی اختلال ایجاد نکنند. آنگاه اطلاعات الکتریکی عضلات با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله (Biomonitor ME6000 T16, Mega Electronics Ltd) ساخت کشور فنلاند و با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰

هرتز، فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز و نسبت Common Mode Rejection Ratio برابر ۱۱۰ دسی‌بل جمع‌آوری گردید. داده‌های اندازه‌گیری شده با استفاده از نرم‌افزار MegaWin و شیوه ریشه میانگین مجذور خطا (Root Mean Square Error: RMSE) ارزیابی و پردازش گردیدند. به منظور تعیین ویژگی‌های آنی سیکل راه رفتن از دو عدد فوت سویچ استفاده شد. فوت سویچ‌ها بر روی سطح کف پایی مفصل بین انگشتی- شست پا و در خلفی‌ترین منطقه پاشنه نصب شدند تا زمان تماس پاشنه (Heel Contact)، تماس انگشت (Toe Contact)، لحظه بلند شدن پاشنه (Heel Off) و جدا شدن انگشت (Toe Off) را ثبت نمایند. پس از نصب الکترودها از آزمودنی خواسته شد تا با سرعت خود انتخابی در یک مسیر مستقیم ۱۰ متری راه برود. هر آزمودنی ۶ بار مسیر را در دو وضعیت با و بدون زانوبند (۳ تکرار برای هر وضعیت) تکرار کرد. میانگین گام‌ها ۱۳-۱۲ گام بود و از گام هفتم یا هشتم با توجه به کیفیت سیگنال فوت سویچ یکی انتخاب شد و فعالیت زیر مراحل مختلف مرحله ایستایی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

شکل ۱. *زانوبند حمایت کننده کشکک استفاده شده در تحقیق*



شکل ۲. *نحوه نصب الکترودها بر روی عضلات مورد مطالعه*

به منظور نرمال سازی سیگنال‌های خام جمع‌آوری شده، از حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی MVIC برای عضلات مورد بررسی استفاده شد. تکرارهای (Maximal Voluntary Isometric Contradion: MVIC) در عضلات پهن خارجی، پهن داخلی و راست رانی در وضعیت فلکشن ۹۰ درجه مفاصل ران و زاویه ۶۰ درجه فلکش زانو و حین اجرای حرکت اکستنشن زانو در حالت نشسته بر روی دستگاه جلو ران انجام شد (۳۴-۳۲). دلیل انتخاب زاویه ۶۰ درجه فلکشن برای زانو این بود که هنگام اجرای حداکثر انقباض ایزومتریک، میزان فشار کمتری بر مفصل کشککی-رانی وارد می‌شود (۳۴-۳۲). مقادیر MVIC عضلات دوسررانی، نیم‌وتری در وضعیت فلکشن ۹۰ درجه‌ای مفصل ران و زانو و در حین اجرای حرکت فلکشن ثبت شد (۳۵). میزان MVIC در عضله دوقلوی خارجی در حالت اکستنشن کامل زانو و مچ پا دارای زاویه ۹۰ درجه در حالت نشسته در حالی که آزمودنی تلاش

می‌کرد تا در برابر مقاومت ثابت حرکت پلنتار فلکشن را به صورت ایزومتریک انجام دهد، ثبت گردید (۳۵). مقادیر MVIC عضله سرینی میانی در حالت درازکش به پهلو و در حالی که پای مورد مطالعه در سمت بالا قرار داشت و زانو فلکشن ۹۰ درجه داشت و فرد تلاش می‌کرد تا در برابر کمربند احاطه کننده ران حرکت آبداکشن ایزومتریک را انجام دهد، ثبت شد (۲۷). برای عضله سرینی بزرگ در وضعیت اکستنشن ایزومتریک ران مقادیر MVIC ثبت شد.

به منظور تعیین میزان تکرارپذیری آزمونگر در اندازه‌گیری، ۳ تکرار در هر وضعیت با و بدون زانوبند از روش ضریب همبستگی درون گروهی (Intraclass Correlation Coefficient) استفاده شد. برای مقایسه میزان فعالیت الکترمایوگرافی عضلات هنگام زیر مراحل مختلف ایستایی راه رفتن، قبل و بعد از استفاده از زانو بند حمایت‌کننده کشکک از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ و آزمون تی همبسته استفاده شد. سطح معنی‌داری در این پژوهش $P\leq ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

نتایج

میزان تکرارپذیری تکرار اندازه‌گیری فعالیت عضلات (ICC) بین ۰/۷ تا ۰/۸۷ بود. جدول شماره یک میزان فعالیت عضلات را قبل و هنگام استفاده از زانو بند حمایت کننده طی مرحله انتقال وزن (Loading response phase) راه رفتن نشان می‌دهد. همان طور که مشاهده می‌شود در مرحله انتقال وزن تنها فعالیت عضله نیم‌وتری در وضعیت استفاده از زانو بند در مقایسه با شرایط بدون زانو بند کاهش معنی‌داری پیدا کرده است ($P=۰/۰۴۵$). در مورد فعالیت سایر عضلات به لحاظ آماری تفاوت معناداری دیده نشد. اگرچه فعالیت عضله پهن داخلی در هنگام استفاده از زانو بند حدود ۴ درصد افزایش پیدا کرد اما این اختلاف از نظر آماری معنی‌دار نبود. میزان فعالیت عضلات در زیر مراحل میانه ایستایی (Midstance) و پروپالژن راه رفتن در دو شرایط با و بدون استفاده از زانو بند اختلاف معنی‌داری را نشان نداد (جداول ۳ و ۲).

جدول ۱. *میزان فعالیت عضلات (RMS همسان‌سازی شده) قبل و هنگام استفاده از زانو بند حمایت‌کننده کشکک طی مرحله انتقال وزن ایستایی راه رفتن*

میزان فعالیت / عضله	بدون زانو بند	با زانو بند	مقادیر t	ارزش p
پهن داخلی	۱۴/۳۶±۱۰/۴۸	۱۸/۰۲±۱۴/۴۶	-۲/۰۳	۰/۰۶۰
راست رانی	۱۱/۱۳±۹/۵۴	۸/۲۲±۱۰/۳۳	۰/۹۲۲	۰/۳۷۱
پهن خارجی	۱۹/۳۲±۱۵/۱۹	۲۰/۷۶±۱۶/۹۱	-۱/۰۴	۰/۳۱۳
دوقلو خارجی	۱۱/۶۴±۱۰/۹۶	۱۲/۴۷±۱۳/۳۶	-۰/۸۸۲	۰/۳۹۲
دوسررانی	۷/۳۶±۵/۹۸	۸/۱۴±۶/۰۶	-۱/۴۶۹	۰/۱۶۲
نیم‌وتری*	۶/۸۲±۴/۶۱	۵/۵۲±۳/۱۵	۲/۱۸۱	۰/۰۴۵
سرینی میانی	۱۴/۶۵±۱۶/۸۵	۱۵/۶۹±۱۸/۷۹	-۰/۸۵۸	۰/۴۰۵
سرینی بزرگ	۱۹/۸۷±۲۳/۷۵	۱۶/۹۹±۲۰/۱۱	۱/۰۴۴	۰/۳۱۳

* سطح معنی‌داری $P\leq ۰/۰۵$

جدول ۲. *میزان فعالیت عضلات(RMS همسان‌سازی شده) قبل و هنگام استفاده از زانو بند حمایت‌کننده کشکک طی مرحله میانه ایستایی راه رفتن*

میزان فعالیت / عضله	بدون زانوبند	با زانوبند	مقادیر t	ارزش p
پهن داخلی	۵/۰۵±۲/۳۸	۶/۱۹±۳/۳۴	-۱/۵۱۰	۰/۱۵۲
راست رانی	۵/۳۸±۴/۴۸	۴/۶۱±۳/۱۱	۱/۲۹۰	۰/۲۱۷
پهن خارجی	۶/۹۷±۲/۹۸	۸/۴۸±۴/۵۴	-۱/۶۳۵	۰/۱۲۳
دوقلو خارجی	۲۱/۹۱±۱۴/۲۰	۲۰/۴۶±۱۴/۰۱	۱/۲۷۷	۰/۲۲۱
دوسررانی	۳/۳۱±۳/۵۲	۲/۶۱±۲/۵۵	۱/۸۷۸	۰/۰۸۰
نیم وتری	۲/۹۰±۲/۰۰	۲/۵۵±۱/۹۷	۱/۱۵۵	۰/۲۶۶
سرینی میانی	۱۰/۵۷±۸/۲۶	۱۲/۸۸±۱۷/۹۸	-۰/۶۵۲	۰/۵۲۴
سرینی بزرگ	۱۵/۰۱±۱۹/۴۶	۱۰/۸۷±۱۱/۸۸	۱/۳۰۸	۰/۲۱۰

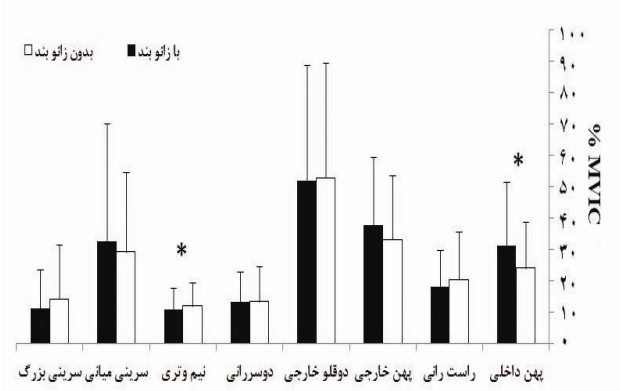
جدول ۳. *میزان فعالیت عضلات(RMS همسان‌سازی شده) قبل و هنگام استفاده از زانو بند حمایت‌کننده کشکک طی مرحله پروپالژن ایستایی راه رفتن*

میزان فعالیت / عضله	بدون زانو بند	با زانو بند	مقادیر t	ارزش p
پهن داخلی	۴/۲۹±۳/۶۴	۵/۲۳±۴/۶۲	-۱/۳۸۷	۰/۱۸۶
راست رانی	۳/۹۱±۳/۴۲	۳/۲۶±۲/۵۱	۰/۹۱۲	۰/۳۷۶
پهن خارجی	۶/۸۴±۴/۹۳	۸/۳۳±۴/۶۸	-۱/۵۴۲	۰/۱۴۴
دوقلو خارجی	۱۹/۲۸±۲۰/۷۵	۱۸/۸۳±۲۱/۳۸	۰/۲۳۹	۰/۸۱۴
دوسررانی	۲/۶۹±۲/۶۴	۲/۴۳±۲/۲۸	۰/۵۳۹	۰/۵۹۸
نیم وتری	۲/۱۶±۱/۵۶	۲/۷۷±۲/۷۶	-۱/۲۴۹	۰/۲۳۱
سرینی میانی	۴/۰۲±۳/۸۴	۳/۸۵±۳/۴۳	۰/۴۶۲	۰/۶۵۱
سرینی بزرگ	۷/۶۳±۱۰/۰۲	۶/۱۰±۷/۳۴	۰/۹۵۰	۰/۳۵۷

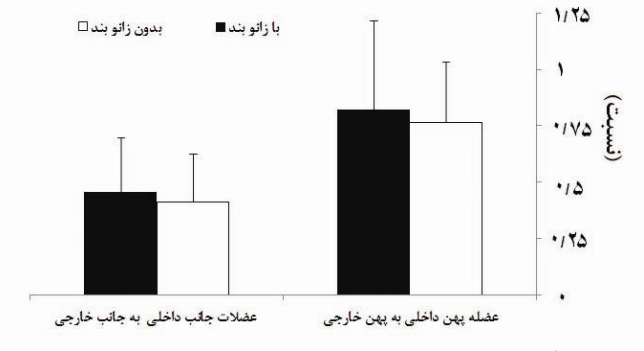
طی مرحله ایستایی راه رفتن در مجموع میزان فعالیت عضله پهن داخلی به صورت معنی‌داری افزایش پیدا کرد (P=۰/۰۴۹) و میزان فعالیت عضله نیم‌وتری (P=۰/۰۳) کاهش معنی‌داری را به لحاظ آماری نشان داد (نمودار ۱). فعالیت عضلات راست رانی، پهن خارجی، دوقلو خارجی، دوسررانی، سرینی میانی و سرینی بزرگ تفاوت معنی‌داری را در شرایط با و بدون استفاده از زانو بند نشان ندادند.

اختلاف معنی‌داری بین میزان فعالیت عضله پهن داخلی و پهن خارجی طی مرحله ایستایی راه رفتن مشاهده شد. بدین معنی که طی مرحله ایستایی راه رفتن، عضله پهن خارجی آزمودنی‌ها به صورت معنی‌داری نسبت به عضله پهن داخلی از فعالیت بیشتری برخوردار بود (P=۰/۰۰۶). اما هنگام استفاده از زانو بند در میزان فعالیت دو عضله پهن

داخلی و خارجی طی مرحله ایستایی راه رفتن اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد.



نمودار ۱. *مقایسه فعالیت عضلات (RMS همسان‌سازی شده) قبل و هنگام استفاده از زانو بند حمایت‌کننده کشکک طی مرحله ایستایی راه رفتن*



نمودار ۲. *مقایسه میزان هم انقباضی بین دو عضله پهن داخلی و خارجی و همچنین بین عضلات جانب داخلی و جانب خارجی مفصل زانو طی مرحله ایستایی راه رفتن در دو شرایط با و بدون استفاده از زانو بند حمایت کننده کشکک*

میزان هم انقباضی جهت‌دار جانب داخلی خارجی مفصل زانو از تقسیم مجموع فعالیت عضلات جانب داخلی مفصل زانو (شامل عضله نیم وتری و پهن داخلی) بر مجموع فعالیت عضلات جانب خارجی (دوقلو خارجی، دوسررانی، پهن خارجی) مفصل زانو محاسبه شد. میزان هم انقباضی جانب داخلی خارجی مفصل زانو (P=۰/۰۸۸) و همچنین هم انقباضی بین دو عضله پهن داخلی و پهن خارجی (P=۰/۴۹۷) طی مرحله ایستایی راه رفتن و در شرایط استفاده از زانو بند افزایش داشت (نمودار ۲)، هر چند که این افزایش از لحاظ آماری معنی‌دار نبود.

بحث و نتیجه‌گیری

هدف پژوهش حاضر بررسی اثر استفاده فوری از زانوبند حمایت کننده کشکک بر هم انقباضی و فعالیت الکترومایوگرافی منتخبی از عضلات اندام تحتانی طی کل مرحله ایستایی راه رفتن و زیر مراحل مختلف آن (تماس پاشنه با زمین، مرحله میانی و پروپالژن) در زنان مبتلا به درد کشککی-رانی بود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که در زیر مرحله انتقال وزن، تنها فعالیت عضله نیم‌وتری هنگام استفاده از زانو بند در مقایسه با شرایط بدون زانو بند کاهش معنی‌داری پیدا کرد، هر چند که فعالیت عضله پهن داخلی در هنگام استفاده از زانو بند حدود ۴ درصد افزایش پیدا کرد اما این اختلاف به لحاظ آماری معنی‌دار نبود. طی زیر مراحل میانه ایستایی و پروپالژن، فعالیت عضلات در دو شرایط با و بدون استفاده از زانو بند هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری را نشان نداد. طی کل مرحله ایستایی فعالیت عضله پهن داخلی به صورت معنی‌داری هنگام استفاده از زانو بند حمایت کننده کشکک افزایش پیدا کرد و فعالیت عضله نیم وتری کاهش معنی‌داری را نشان داد. هم‌سو با این نتایج، در یکی از پژوهش‌های پیشین گزارش شده که استفاده از روش چسب زنی در افراد مبتلا به درد کشککی-رانی سبب افزایش معنی‌دار فعالیت عضله پهن داخلی و کاهش فعالیت عضله پهن خارجی می‌شود (۳۶). در مطالعه دیگری بیان شده که افراد مبتلا به درد کشککی-رانی هنگام بالا و پایین رفتن از پله دارای اوج گشتاوری اکستنسوری پایین‌تری در مفصل زانو هستند که علت این امر خودداری عضلات چهار سر از انجام فعالیت بیشتر به دلیل جلوگیری از درد بیشتر در مفصل می‌باشد (۳۷). با

توجه به کاهش فعالیت عضله نیم وتری طی زیر مرحله انتقال وزن و کل مرحله ایستایی و همچنین افزایش فعالیت عضله پهن داخلی طی کل مرحله ایستایی در شرایط استفاده از زانو بند حمایت کننده کشکک در مقایسه با بدون استفاده از زانو بند می‌توان بیان نمود که احتمالاً مقادیر اوج گشتاور اکستنسوری در این افراد طی کل مرحله ایستایی افزایش پیدا کرده است. افراد مبتلا به درد کشککی-رانی دارای گشتاور اکستنسوری کمتری در مقایسه با افراد طبیعی هستند (۳۷). به همین دلیل افزایش گشتاور اکستنسوری در این افراد در شرایط استفاده از زانوبند، الگوی گشتاوری مفصل زانوی آزمودنی‌ها را به افراد طبیعی نزدیک‌تر کرده است که به نظر می‌رسد از اثربخشی زانوبند باشد. هرچند برای اثبات دقیق این موضوع، نیاز به اطلاعات کینتیکی مفصل زانو در مرحله ایستایی راه رفتن است.

نتایج پژوهش‌های پیشین نشان داده است که افراد با درد کشککی-رانی دارای آداکشن اضافی مفصل ران در زیر مرحله انتقال وزن، چرخش داخلی اضافی ران و همچنین افتادن لگن به سمت مقابل در زیر مرحله میانی ایستایی هستند (۳۸). هیچ یک از عضلات آبداکتور (سرینی میانی) و چرخش دهنده خارجی (سرینی بزرگ و دوسررانی) ران طی زیر مراحل مختلف مرحله ایستایی و همچنین کل مرحله ایستایی، هنگام استفاده از زانو بند حمایت‌کننده کشکک در مقایسه با شرایط بدون زانوبند اختلاف معنی‌داری را نشان نداد. بنابراین برخلاف فرضیه پژوهش حاضر که انتظار تأثیرگذاری زانو بند حمایت‌کننده کشکک بر میزان فعالیت سایر عضلات که حتی به‌طور مستقیم با مفصل کشککی-رانی مرتبط نبودند را داشت، چنین نتیجه‌ای مشاهده نشد. نتایج بیانگر پراکندگی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اغلب در زیر مراحل مختلف فاز ایستایی راه رفتن بود که شاید علت آن را بتوان به دلیل چند عاملی بودن درد کشککی-رانی دانست (۲۰).

میزان هم انقباضی بین عضلات جانب داخلی و جانب خارجی مفصل زانو (نمودار ۲) هنگام استفاده از زانو بند حمایت کننده کشکک طی کل مرحله ایستایی راه رفتن در مقایسه با شرایط بدون زانو بند اختلاف معنی‌داری را نشان نداد. هم انقباضی جهت دار عضلات آگونیست و آنتاگونیست جانب داخلی مفصل زانو فعال شده تا گشتاور آبداکشن وارد شده بر مفصل زانو را خنثی نمایند و عضلات جانب خارجی مفصل زانو فعال شده تا گشتاور آداکشن وارد بر مفصل زانو را خنثی نمایند (۳۹). برخی از مطالعات بیان نموده‌اند که هم انقباضی جهت دار سبب کنترل گشتاور خارجی وارد بر مفصل می‌شود و در نتیجه مانع بلند شدن کندیل‌ها شده و در نتیجه سبب کاهش تمرکز بارهای مفصلی بر روی کمپارتمان جانب داخلی مفصل زانو می‌شود (۴۰). با وجود این از آنجایی که در مطالعه حاضر میزان هم انقباضی بین عضلات جانب داخلی و خارجی مفصل زانو دچار تغییر نشد می‌توان بیان کرد که زانو بند حمایت کننده کشکک تغییر چندانی در میزان فعالیت الکترومایوگرافی جهت مقابله عضلات جانبی مفصل زانو در برابر گشتاورهای آداکشنی و آبداکشنی ایفا نمی‌کند. با وجود افزایش معنی‌دار میزان فعالیت عضله پهن داخلی طی کل مرحله ایستایی (نمودار ۱)، میزان هم انقباضی بین دو عضله پهن داخلی و پهن خارجی (نمودار ۲) در دو شرایط با و بدون زانو بند اختلاف معنی‌داری را نشان نداد. یکی از دلایل احتمالی می‌تواند افزایش اندک در میزان فعالیت عضله پهن خارجی باشد هر چند که این افزایش به لحاظ آماری معنی‌دار نبود.

به‌طور کلی، نتایج مطالعه حاضر نشان داد که استفاده فوری از زانو بند حمایت کننده کشکک قادر به کاهش فعالیت عضله نیم وتری در زیرمرحله انتقال وزن و کل مرحله ایستایی راه رفتن و همچنین افزایش فعالیت عضله پهن داخلی طی کل مرحله ایستایی راه رفتن است. این امر به‌طور احتمالی می‌تواند منجر به افزایش اوج گشتاور

اکستنسوری طی مرحله ایستایی راه رفتن در زنان مبتلا به درد کشککی-رانی شود. همچنین نتایج نشان داد که زانو بند پژوهش حاضر تأثیر معنی‌داری به لحاظ آماری بر میزان هم انقباضی عضلات جانب داخلی و خارجی مفصل زانو و همچنین بین دو عضله پهن داخلی و خارجی در زنان با درد کشککی-رانی ندارد. البته بررسی اثر طولانی مدت زانوبند و سازگاری با آن قادر خواهد بود تحلیل دقیق‌تری را در اختیار پژوهشگران و درمانگران قرار دهد.

سپاسگزاری

نتایج این تحقیق مربوط به پایان نامه دوره کارشناسی ارشد رشته بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا می‌باشد. نویسندگان مقاله تشکر صمیمانه خویش را از مسئولین دانشگاه برای حمایت‌های مادی و معنوی ابراز می‌دارند. همچنین از کلیه آزمودنی‌ها که در این پژوهش شرکت و همکاری نمودند سپاسگزاریم.

References

1. McMullen W, Roncarati A, Koval P. Static and isokinetic treatments of chondromalacia patella: a comparative investigation. *J Orthop Sports Phys Ther* 1990; 12(6): 256-66.
2. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case–control analysis of 2002 running injuries. *B J Sports Med* 2002; 36(2): 95–101.
3. Noehren B, Sanchez Z, Cunningham T, McKeon PO. The effect of pain on hip and knee kinematics during running in females with chronic patellofemoral pain. *Gait Posture* 2012; 36(3): 596–9.
4. Nejati P, Forogh B, Moeineddin R, Baradaran HR, Nejati M. Patellofemoral Pain Syndrome in Iranian female athletes. *Acta Medica Iranica* 2011; 49(3): 169-72.
5. Hains G, Hains F. Patellofemoral pain syndrome managed by ischemic compression to the trigger points located in the peri-patellar and retro-patellar areas: A randomized clinical trial. *Clinical Chiropractic* 2010; 13: 201—9.
6. Fulkerson JP. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. *Am J Sports Med* 2002; 30(3):447—56.
7. Dehaven KE, Dolan WA, Mayer PJ. Chondromalacia patella in athletes. *Am J Sports Med* 1979; 7(1): 5-11.
8. Garrick JG. Anteror knee pain (chondromalacia patella). *Physician Sports Med* 1989; 17: 75-84.
9. Dixit S, DiFiori JP, Burton M, Mines B. Management of patellofemoral pain syndrome. *Am Fam Physician* 2007; 75(2): 194-202.
10. Herrintone L, Payton CJ. Effects of corrective tapping of the patella on patients with patellofemoral pain. *Physiotherapy* 1997; 83(11): 566-72.
11. Wong YM, Ng G. Resistance training alters the sensorimotor control of vasti muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 2010; 20(1): 180-4.
12. Makhsous M, Lin F, Koh JL, Nuber GW, Zhang LQ. In vivo and noninvasive load sharing among the vasti in patellar malalignment. *Med Sci Sport Exerc* 2004; 36(10): 1768-75.
13. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Simultaneous feed forward recruitment of the vasti in untrained postural tasks can be restored by

physical therapy. *J Orthop Res* 2003; 21(3): 553-8.

14. Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg Am* 1984; 66(5): 715-24.
15. Noehren B, Barrance PJ, Pohl MP, Davis IS. A comparison of tibiofemoral and patellofemoral alignment during a neutral and valgus single leg squat: An MRI study. *Knee* 2012; 19(4): 380-6.
16. Li G, DeFrate LE, Zayontz S, Park SE, Gill TJ. The effect of tibiofemoral joint kinematics on patellofemoral contact pressures under simulated muscle loads. *J Orthop Res* 2004; 22(4): 801-6.
17. Hvid I, Anderson LI, Schmidt H. Chondromalacia Patellae. The relation to abnormal patellofemoral mechanics. *Acta Orthop Scand* 1981; 52(6): 661-6.
18. Goodfellow J, Hungerford DS, Woods C. Patello-femoral joint mechanics and pathology. 2. Chondromalacia patellae. *J Bone Joint Surg Br* 1976; 58(3): 291–9.
19. Dye SF, Staubli HU, Biedert RM, Vaupel GL. The mosaic of pathophysiology causing patellofemoral pain: therapeutic implications. *Op Tech Sports* 1999; 7: 46–54.
20. LLopis E, Padron M. Anterior knee pain. *Eur J Radiol* 2007; 62(1): 27–43.
21. Crossley K, Bennell K, Green S, Cowan S, McConnell J. Physical therapy for patellofemoral pain: a randomized, double-blinded, placebo-controlled trial. *Am J Sports Med* 2002; 30(6): 857-65.
22. Ng GYF, Cheng JMF. The effects of patellar taping on pain and neuromuscular performance in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Clin Rehabil* 2002; 16(8): 821-7.
23. Powers CM, Lilley JC, Lee TQ. The effects of axial and multi-plane loading of the extensor mechanism on the patellofemoral joint. *Clin Biomech* 1998; 13(8): 616-24.
24. McConnell J. The physical therapist's approach to patellofemoral disorders. *Clin Sports Med* 2002; 21(3): 363-87.
25. Mostamand J, Bader D, Hudson Z. The effect of patellar taping on joint reaction forces during squatting in subjects with Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS). *Journal of Bodywork & Movement Therapies* 2010; 14: 375-81.
26. Roostayi MM, Bagheri H, Moghaddam ST, Firooznia K, Razi M, Hosseini M, Shakiba M. The effects of vacuumic bracing system on the patellofemoral articulation in patients with patellofemoral pain syndrome. *Complement Ther Clin Pract* 2009; 15(1): 29–34.
27. McWalter EJ, Hunter DJ, Harvey WF, McCree P, Hirko KA, Felson DT, Wilson DR. The effect of a patellar brace on three-dimensional patellar kinematics in patients with lateral patellofemoral osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 2011; 19(7): 801-8.
28. McCrory JL, Quick NE, Shapiro R, Ballantyne D, Davis I. The effect of a single treatment of the ProtonicsTM system on biceps femoris and gluteus medius activation during gait and the lateral step up exercise. *Gait & Posture* 2004; 19: 148–53.
29. Ng GYF, Zhang AQ, Li CK. Biofeedback exercise improved the EMG activity ratio of the medial and lateral vasti muscles in subjects with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kines* 2008; 18: 128–33.
30. McConnell J. The management of chondromalacia patellae: a long term

solution. *Aus J Physiother* 1986; 32(4): 215–23.

31. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hagg G. In: SENIAM8—European Recommendations for Surface Electro-MyoGraphy. Roessingh Researchand Development, Enschede 1999; pp1-22.
32. Callaghan MJ, McCarthy CJ, Oldham JA. Electromyographic fatigue characteristics of the quadriceps in patellofemoral pain syndrome. *Man Ther* 2001; 6(1):27–33.
33. Laprade J, Brouwer B, Culham E. Comparison of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998; 27(3):197–204.
34. Ott B, Cosby NL, Grindstaff TL, Hart JM. Hip and knee muscle function following aerobic exercise in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol* 2011; 21(4): 631–7.
35. Rabiei M, Jafarnejhad T, Binabaji H, Hosseininejad E, Anbarian M. Assessment of postural response after sudden perturbation in subjects with genu valgum. *J Shahrekord Univ Med Sci* 2012; 14(2): 90-100 [Persian].
36. Christou E.A. Patellar taping increases vastus medialis oblique activity in the presence of patellofemoral pain. *J Electromyogr Kinesiol* 2004; 14: 495-504.
37. Salsich GB, Brechter JH, Powers CM. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech* 2001; 16(10): 906-12.
38. Mascal CL, Landel R, Powers C. Management of patellofemoral pain targeting hip, pelvis, and trunk muscle function: 2 case reports. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003; 33(11):647-60.
39. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clin Biomech* 2009; 24(10): 833–41.
40. Schipplein OD, Andriacchi TP. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *J Orthop Res* 1991; 9(1): 113-9.
41. Jensen, MP, Koroly P, Braver S. The measurement of clinical pain intensity: a comparison of six methods. *Pain* 1986; 27(1): 117-26.

The Immediate Effect of Knee Brace on the Activity of Selected Lower Limb Muscles during Stance Phase of Walking in Females with Patellofemoral Pain Syndrome

Salarie Sker F., B.Sc.[1], Anbarian M., Ph.D.[2*], Saleh A.E, Ph.D.[3], Yazdani A.H., Ph.D.[4]

1. M. Sc. Student of Sports Biomechanics, Physical Education Department, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran
2. Associate Professor of Sports Biomechanics, Physical Education Department, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran
3. PhD in Radiography, Hamedan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran
4. PhD in Physical Medicine, Hamedan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran

* Corresponding author; e-mail: anbarian@basu.ac.ir

(Received: 7 Nov. 2012 Accepted: 17 April 2013)

Abstract

Background & Aims: The purpose of this study was to determine the immediate effect of patella support brace on co-contraction and electromyographic activity of selected lower limb muscles in females with patellofemoral pain syndrome during stance phase of gait.

Methods: EMG activity of vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, gastrocnemius, biceps femoris, semitendinosus, gluteus medius and gluteus maximus of 16 females with patellofemoral pain syndrome (mean age: 23.94±1.93 years) before and after wearing the patella support brace were compared using paired t-test.

Results: EMGrms activity of vastus medialis significantly increased after using patella support brace during stance phase of walking (p=0.049). Semitendinosus muscle showed significantly lower EMGrms activity in bracing condition during loading response phase (P=0.045) and total stance phase (P=0.03). During midstance and propulsion, none of the selected muscles showed significant difference between before and after wearing the knee brace conditions. The results showed no significant differences in co-contraction between vastus lateralis and vastus medialis (P=0.497) and between medial (vastus medialis, semitendinosus) and lateral muscles (vastus lateralis, biceps femoris, gastrocnemius) of the knee (P= 0.088) in with versus without brace use condition.

Conclusion: Because of increase of vastus medialis activity and decrease of semitendinosus activity in bracing condition during stance phase, it is possible to peak knee extensor moment increase during stance phase of gait by using Patella support brace.

Keywords: Patellofemoral pain syndrome, Knee brace, Electromyography, Co-contraction

Journal of Kerman University of Medical Sciences, 2013; 20(6): 566-577