اثر بریس حمایت‌کننده کشکک بر فعالیت میوالکتریکی عضلات اطراف زانو در حرکت فرود تک‌پا

فاطمه سالاری‌اسکر (B.Sc)، مهرداد عنبریان *(Ph.D)، حامد اسماعیلی (M.Sc)

دانشگاه بوعلی سینا، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی

چکیده

سابقه و هدف: سندرم درد کشککی رانی یکی از شایع‌ترین مشکلات مفصل زانو است که ورزش‌کاران و غیر ورزش‌کاران را تحت تأثیر قرار داده است. استفاده از بریس یکی از روش‌های درمانی است که به منظور قرار دادن کشکک در راستای طبیعی به‌کار گرفته می‌شود. هدف پژوهش حاضر تعیین تأثیر بریس حمایت‌کننده کشکک بر فعالیت میوالکتریکی منتخبی از عضلات اطراف مفصل زانو طی اجرای حرکت فرود تک‌پا در زنان سالم بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه ١٩ دانشجوی دختر (میانگین سنی: ٩٨/١±٦/٢٣ سال، قد: ٨٨/٥±٥/١٦٣ سانتی‌متر، وزن: ٦/٣±٣/٦٢ کیلوگرم) شرکت کردند. فعالیت میوالکتریکی عضلات بای‌سپس‌فموریس، سمی‌تندینوسوس، واستوس‌لترالیس و واستوس‌مدیالیس طی اجرای فرود تک‌پا در دو شرایط استفاده از بریس حمایت‌کننده کشکک و بدون بریس جمع‌آوری شد.

یافته‌ها: استفاده از بریس حمایت‌کننده کشکک در میزان فعالیت میوالکتریکی سمی-تندینوسوس (p=٠/٦٦٨)، واستوس‌مدیالیس (p=٠/٩١٥) و واستوس‌لترالیس (p=٠/١٣٤) اثری نداشت در حالی که فعالیت عضله بای‌سپس‌فموریس (p=٠/٠٠٥) و نسبت فعالیت عضله واستوس‌مدیالیس به واستوس‌لترالیس به طور معناداری افزایش پیدا کرد (P=٠/٠٤٥).

نتیجه‌گیری: نتایج این تحقیق نشان داد که استفاده از بریس حمایت‌کننده کشکک طی اجرای حرکت فرود تک‌پا سبب افزایش فعالیت عضله بای‌سپس‌فموریس و نسبت فعالیت عضله واستوس‌مدیالیس به واستوس‌لترالیس می‌شود. مطالعات کینماتیکی و کینتیکی جهت توصیف علل این تغییرات در اثر استفاده از بریس حمایت‌کننده کشکک مورد نیاز است.

واژه‌های کلیدی: سندرم درد کشککی - رانی، مفصل زانو، وسایل کمکی ارتوپدی، بریس، استخوان کشکک

مقدمه

مفصل کشککی رانی (Patellofemoral joint) یک مفصل سینوویال است که پایداری آن به عضلات و بافت‌های پیوندی اطراف کشکک وابسته است. استفاده بیش از حد از این مفصل یکی از علل عمده ابتلا به درد کشککی رانی (Patellofemaral pain syndrome) است [١]. در ورزش‌هایی نظیر ژیمناستیک، والیبال، بسکتبال و هندبال که با تغییرات ناگهانی در جابه‌جایی بدن و پرش و فرود همراه است، آسیب‌های مرتبط با فرود تک‌پا رایج هستند [٢-٨]. در حرکت پرش- فرود بر روی یک پا، نیروی عکس‌العمل زمین

* نویسنده مسئول، تلفن: ٠٩١٨٨١٥٢٩٠٧ نمابر: ٠٨١١-٨٢٩٠٥٥٠

Email: m_anbarian@yahoo.com

تاریخ دریافت: ١٣٩١/٦/١٨ تاریخ پذیرش: ١٣٩١/١٢/٢٦

Archive of SID

www.SID.ir

افزایش قابل توجه‌ای حدود ۱۱ برابر وزن بدن خواهد داشت [۹]، که شوک مکانیکی حاصل توسط هماهنگی عضلانی جذب شده تا میزان آن در مفاصل کاهش یابد [۱۰]. در صورت عدم وجود هماهنگی عضلانی لازم در جذب شوک حاصله، سبب اثر نیروهای وارده بر روی مفاصل می‌شود. به عنوان مثال کاهش هماهنگی در زمان‌بندی (Timing) و میزان آمپلی تود فعالیت میوالکتریکی عضلات واستوس‌لترالیس و واستوس‌مدیالیس می‌تواند در ایجاد درد کشککی رانی موثر باشد [۱۲،۱۱،۱]. سندروم درد کشکی رانی اختلالی در ورزشکاران رشته‌هایی که نیازمند پرش- فرود و یا چرخش‌های ناگهانی هستند یکی از اختلالات شایع زانو است [۱۳-۱۸]. شیوع سندرم درکشککی رانی در خانم‌ها نسبت به آقایان بیش‌تر گزارش شده است [۱۹-۲۱].

نقش عضلات اطراف زانو در ثبات و یا اختلالات مفصل زانو به خوبی مستند شده است. برای مثال، هم انقباضی عضلات چهارسرران و همسترینگ موجب ثبات مفصل زانو می‌شود [۲۲] و از طرفی دیگر، کوتاهی عضلات همسترینگ و یا به هم خوردن تعادل قدرت عضلانی چهارسر به همسترینگ از عوامل موثر در ابتلا به درد کشککی رانی بیان شده است [۲۳]. در بیش‌تر حرکاتی که نیازمند سرعت و شتاب بالا و یا هم‌راه پرش هستند، آسیب‌های همسترینگ معمول است [۲۴]. هنگام فرود متعاقب پرش عمودی به مجرد تماس، نیروهای عکس‌العمل زمین باعث فلکشن سریع مفاصل مچ پا، زانو و ران شده و نیاز به تولید گشتاور برای کاهش اندازه حرکت عمودی بدن توسط اکستنسورهای اندام تحتانی است [۲۵]. مطالعات نشان داده است که ورزشکاران زن در مقایسه با مردان تمایل دارند بیش‌تر از فعال کردن عضله چهارسرران نسبت به همسترینگ در فرود استفاده کنند و در نتیجه فلکشن مختصر ران و زانو و در مقابل با زاویه والگوس بزرگ‌تر فرود را انجام دهند. بنابراین بیش‌تر در معرض آسیب‌های زانو نظیر آسیب رباط قدامی صلیبی و درد کشککی رانی قرار می‌گیرند [۲۶].

نتایج تحقیقات پیشین نشان داده است که افزایش گشتاورهای ناشی از ضربه (در صفحه فرونتال) در مفصل زانو در فاز سینگل ساپورت دویدن (فرود بر روی یک پا) می‌تواند موجب درد کشککی رانی شود [۲۷]. علاوه بر این افزایش زاویه کیو (Q-Angle) نیز از دیگر علل این سندروم است [۲۹،۲۸]. کاهش کنترل عصبی- عضلانی طی اجرای فعالیت‌های ورزشی ممکن است سبب ایجاد حرکات و بارهای اضافی در مفصل زانو در زنان ورزش‌کار شود که به دنبال آن احتمال ابتلا به سندروم درد کشککی رانی افزایش می‌یابد [۳۰]. فرود بر روی یک پا اگر با کاهش فلکشن در زانو هم‌راه باشد (که معمولاً در خانم‌های ورزشکار نسبت به مردان بیش‌تر دیده می‌شود) سبب افزایش چرخش ران شده و افزایش لکسیتی پا در صفحه فرونتال می‌شود که می‌تواند سبب افزایش خطر ابتلا به سندروم درد کشککی رانی شود [۳۲،۳۱،۱۸].

مطالعات پیشین گزارش کرده‌اند که برنامه‌های فیزیوتراپی مناسب قادر هستند تا زمان‌بندی [۳۳] و نسبت آمپلی تود میوالکتریکی عضلات واستوس-لترالیس و واستوس‌مدیالیس و کینماتیک حرکت را در افراد مبتلا به سندروم درد کشککی رانی بهبود بخشند [۳۵،۳۴]. برخی دیگر از مطالعات نیز نسبت فعالیت عضله واستوس‌مدیالیس به واستوس‌لترالیس که به بهبود عمل‌کرد مفصل کشککی رانی کمک می‌کند متعاقب اجرای پروتکل‌های تمرینی در افراد سالم گزارش کرده‌اند [۳۶،۱]. سایر درمان‌های محافظه‌کارانه‌تر از جراحی برای سندرم درد کشککی رانی شامل بریسینگ و تیپینگ می‌باشند [۳۸،۳۷]. با وجود این که تحقیقات قبلی کاهش در جابه‌جایی جانبی کشکک در اثر استفاده از بریس زانو را تحت شرایط استاتیک گزارش کرده‌اند [۴۰،۳۹]، اما برخی تحقیقات هیچ‌گونه تغییری در اثر استفاده از بریس گزارش نکرده‌اند [۴۱]. یکی از تحقیقات اخیر، گزارش کرده است که بریسینگ سبب کاهش تیلت و جابه‌جایی جانبی کشکک در طول فعالیت‌های دینامیکی شده [۴۲]، در نهایت سبب بهبود ثبات زانو و کاهش درد می‌شود [۴۳،۳۷]. با وجود این‌که کاهش

www.SID.ir

علایم کلینیکی مربوط به سندرم درد کشککی رانی و کاهش درد در هنگام استفاده از بریس حمایت‌کننده کشکک مشاهده شده است اما مکانیزم‌هایی که سبب کاهش درد می‌شود هنوز ناشناخته است. پیچیدگی بیش‌تر موضوع به این دلیل وجود دامنه وسیعی از انواع بریس حمایت‌کننده کشکک وجود دارد که هر یک ممکن است اثر، استراتژی و مکانیزم متفاوتی در کاهش علایم بیماری داشته باشد. البته این احتمال نیز وجود دارد که بریسینگ کشکک سبب کاهش فشار روی مفصل پاتلوفمورال، از طریق قرار دادن کشکک به طور عمیق‌تری در شیار تروکلئار شود [۴۴]. همان‌طور که فشار به عنوان مقدار نیرو بر واحد سطح تعریف می‌شود، هر گونه افزایش در سطح تماس بین کشکک و ران می‌تواند سبب شود که نیروی عکس‌العمل مفصل روی سطح وسیع‌تری پخش شده و سبب کاهش فشار روی مفصل کشککی رانی شود [۴۵]. از جمله مطالعاتی که به بررسی اثر بریس روی سطح مفصلی کشککی رانی پرداخته‌اند، می‌توان به تحقیق روستایی و همکاران (۱۳۹۰) اثر بریس مکشی را در ایجاد جدایی در سطوح مفصلی کشککی رانی در بیماران مبتلا به درد کشککی رانی گزارش کردند [۴۶]. اکثر تحقیقات پیشین اثر بریسینگ کشکک را بر بیماران مبتلا به درد کشککی رانی بررسی کرده‌اند و محققین، پژوهشی را که به بررسی اثر استفاده آنی از بریس حمایت‌کننده کشکک بر روی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اطراف زانو در افراد سالم و طی حرکت فرود تک‌پا انجام شده باشد، مشاهده نکرد. بریس حمایت‌کننده کشکک، این قابلیت را دارد که در حین انجام فعالیت‌های پیچیده ورزشی هم‌چون دویدن، چرخش ناگهانی، پرش و فرود با کم‌ترین محدودیت در مفصل به دلیل وجود پد حمایت‌کننده از حرکت زیادی کشکک به خارج جلوگیری می‌نماید. از آن‌جایی که استفاده از ابزارهای کمکی نظیر بریس برای جلوگیری از ایجاد آسیب‌های حاد و مزمن می‌تواند مورد توجه قرار گیرد، بریس‌های محافظت‌کننده کشکک ممکن است در پیش‌گیری از آسیب‌های زانو هنگام اجرای فعالیت‌های دینامیکی و به ویژه در پرش- فرود و تغییرات ایجاد شده در زانو و عمل‌کرد عضلانی اطراف زانو در افراد سالم مؤثر باشد. از آن‌جایی که تقریباً ۳۰ درصد ورزش‌کاران جوان (۱۳ تا ۱۹ ساله) دارای سندروم کشککی رانی هستند و وجود این سندروم می‌تواند موجب حدود ۷۴ درصد محدودیت در فعالیت‌های ورزشی آن‌ها شود و یا می‌تواند موجب توقف ورزش نمودن آن‌ها شود [۴۸،۴۷،۱۸]. بنابراین یافتن روش‌های پیش‌گیرانه جهت جلوگیری از ابتلای افراد به این سندروم ضروری می‌باشد. بریس‌های حمایت‌کننده کشکک به طور گسترده‌ای در بازار موجود هستند حال این‌که پژوهش‌های اندکی به مطالعه‌ی ویژگی‌های آن‌ها پرداخته‌اند [۴۶،۳۵]. هدف پژوهش حاضر پاسخ دادن به سؤالات ذیل می‌باشد: ۱- آیا استفاده از بریس حمایت‌کننده کشکک می‌تواند میزان فعالیت را در عضلات همسترینگ از جمله عضله دوسررانی افزایش دهد؟ ۲- آیا نسبت فعالیت عضله پهن داخلی به پهن خارجی در هنگام استفاده از بریس حمایت‌کننده کشکک دچار تغییر می‌شود؟.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایش‌گاهی است. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۱۹ دانشجوی دختر (میانگین سنی: ۱/۹۸±۲۳/۶ سال، قد: ۵/۸۸±۱۶۳/۵ سانتی‌متر، وزن: (۳/۶±۶۲/۳ کیلوگرم) بود که صورت در دست‌رس انتخاب شدند. معیارهای ورود به پژوهش عبارت بودن از: عدم سابقه جراحی، شکستگی یا بدشکلی به ویژه در ناحیه زانو، کف پا، ران و هم‌چنین عدم وجود سابقه درد و التهاب مفصلی در مفصل کشککی رانی بود که توسط پرسش‌نامه و معاینه پزشک مشخص شد. بریس حمایت‌کننده کشکک در این پژوهش مدل ۱۰۲۸ Patella tracking support و ساخت کشور تایوان بود. این بریس دارای یک پد (Pad) حمایت‌کننده کشکک در جانب خارجی بود که کشکک را در جهت خارج به داخل حمایت می‌کرد (شکل ۱). این بریس دارای ۶ سایزبندی مختلف است که متناسب با محیط

www.SID.ir
Archive of SID

زانو هر فرد انتخاب می‌شد تا محدودیتی را در حرکت فرد ایجاد نکند.

شکل ۱. بریس حمایت کننده کشکک و محل قرارگیری پد

به منظور ثبت فعالیت میوالکتریکی عضلات، الکترودهای چسبنده یک‌بار مصرف Ag-AgCl با فاصله مرکز تا مرکز ۲۰ میلی‌متر، بر روی عضلات بای‌سپس‌فموریس، سمی‌تندینوسوس، واستوس‌لترالیس و واستوس‌مدیالیس پای راست آزمودنی‌ها بر اساس پروتکل اروپایی SENIAM نصب گردیدند [۴۹]. آن‌گاه اطلاعات الکتریکی عضلات با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله ME6000 ساخت کشور فنلاند و با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز و نسبت سیگنال به نویز ۹۰ دسی‌بل جمع‌آوری گردید.

آزمودنی‌ها، پس از گرم کردن عمومی بدن به مدت ۵ دقیقه، به منظور نرمال‌سازی سیگنال‌های خام جمع‌آوری شده تکرارهای حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی (MVIC) برای عضلات مورد بررسی را انجام دادند. تکرارهای MVIC در عضلات واستوس‌لترالیس و واستوس‌مدیالیس در وضعیت فلکشن ۹۰ درجه مفاصل ران و زانو و حین اجرای حرکت اکستنشن زانو در حالت نشسته (بر روی دستگاه جلو ران و در حالت ایزومتریک) انجام شد. عضلات بای‌سپس‌فموریس، سمی‌تندینوسوس، در همان وضعیت قبلی مفصل ران و زانو و در حین اجرای حرکت فلکشن مقادیر MVIC ثبت شد [۵۰]. بین اجرای هر تکرار MVIC، حدود ۱ دقیقه استراحت به آزمودنی‌ها داده شد. بعد از اتمام تکرارهای MVIC آزمودنی‌ها ۵ دقیقه استراحت کرده و سپس ثبت فعالیت میوالکتریکی عضلات قبل و بعد از استفاده از بریس حمایت‌کننده کشکک هنگام اجرای حرکت فرود تک‌پا ثبت شد. یک تریال زمانی ثبت و ذخیره می‌شد که آزمودنی بعد از جدا شدن از ارتفاع ۶۰ سانتی‌متری بر روی سطح زمین در وضعیت کاملاً پایدار و به صورت عمودی بر روی پای راست قرار می‌گرفت؛ جهت یک‌سان بودن مکان فرود تک‌پا، آزمودنی‌ها باید در محل از پیش مشخص شده بر روی سطح کفی سالن ورزشی فرود می‌آمدند. سه تکرار صحیح از حرکت فرود بدون بریس و سه حرکت صحیح با بریس توسط هر آزمودنی اجرا شد. در اجرای حرکت از گونیامتر الکتریکی نیز استفاده شد تا ابتدا و انتهای حرکت مشخص شود (انتهای حرکت هنگام اکستنشن حدود ۱۷۵ درجه‌ای زانو که فرد در حالت پایدار قرار داشت بود). گونیامتر الکتریکی بر روی جانب خارجی مفصل زانو نصب شد.

اطلاعات میوالکتریکی خام با شیوه ریشه‌ی میانگین مجذور خطا (Root Mean Square, RMS) تحلیل شد. برای تجزیه و تحلیل اطلاعات خام به‌دست آمده از الکترودهای سطحی، از نرم‌افزار Mega Win 3.0.1 و فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز استفاده گردید. برای نرمالایز کردن سیگنال‌های میوالکتریکی، اطلاعات RMS هر عضله به مقدار حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) آن عضله تقسیم و سپس در عدد صد ضرب گردید.

در پژوهش حاضر برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون Shapiro-wilk استفاده گردید. برای مقایسه میزان فعالیت میوالکتریکی عضلات و هم‌چنین دامنه حرکتی مفصل زانو قبل و بعد از استفاده از بریس حمایت‌کننده کشکک از تست تی هم‌بسته استفاده شد. سطح معناداری در این پژوهش ($p\leq ۰/۰۵$) در نظر گرفته شد.

www.SID.ir

نتایج

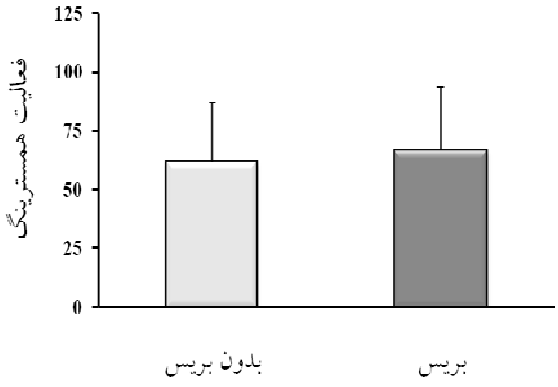
جدول یک میزان فعالیت نرمالایز شده عضلات (بر حسب درصدی از حداکثر انقباض ارادی بیشینه) را طی اجرای حرکت فرود تک‌پا با و بدون استفاده از بریس حمایت‌کننده کشکک نشان می‌دهد. اگر چه میزان فعالیت واستوس‌لترالیس (۴۸/۷۲±۲۷/۰۴) نسبت به عضله واستوس‌مدیالیس (۴۱/۲۹±۲۰/۹۴) هنگام اجرای حرکت فرود تک‌پا بدون استفاده از بریس بیش‌تر بود، اما اختلاف معناداری را در میزان فعالیت این دو عضله نشان نداد (p=۰/۱۷۴). میزان فعالیت عضله بای‌سپس‌فموریس هنگام اجرای حرکت فرود تک‌پا با استفاده از بریس در مقایسه با اجرای فرود تک‌پا بدون استفاده از بریس به صورت معناداری (p=۰/۰۰۵) و حدود ۳/۷ درصد MVIC افزایش یافت (جدول ۱). فعالیت سایر عضلات شامل سمی‌تندینوسوس (p=۰/۶۶۸)، واستوس‌لترالیس (p=۰/۱۳۴)، واستوس‌مدیالیس (p=۰/۹۱۵) در دو شرایط اجرای حرکت فرود اختلاف معناداری را نشان نداد.

نسبت فعالیت عضله واستوس‌مدیالیس به واستوس‌لترالیس هنگام اجرای فرود تک‌پا با استفاده از بریس به میزان ۰/۲ در مقایسه با اجرای فرود تک‌پا بدون استفاده از بریس افزایش یافت (شکل ۱) که این اختلاف از لحاظ آماری معنادار بود (p=۰/۰۴۵).

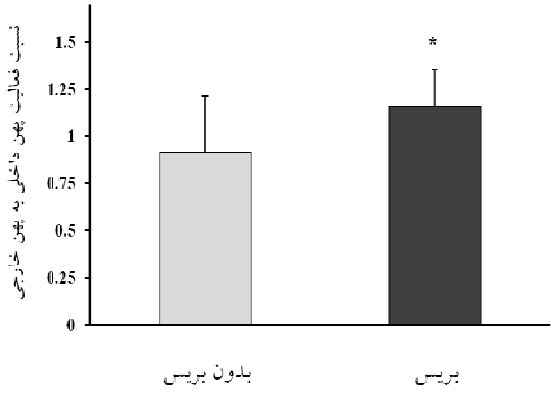
میزان فعالیت عضله همسترینگ از مجموع فعالیت نرمالایز شده دو عضله نیم‌وتری و دوسررانی محاسبه شد. میزان فعالیت عضله همستریگ هنگام اجرای فرود تک‌پا با استفاده از بریس به میزان ۴/۷ درصد افزایش یافت (شکل ۲) که این اختلاف از لحاظ آماری معنادار نبود (p=۰/۱۵۱).

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد میزان فعالیت نرمالایز شده عضلات (بر حسب درصدی از MVIC) هنگام اجرای حرکت فرود تک پا با و بدون استفاده از بریس حمایت کننده کشکک

عضلات	بدون بریس	با بریس	مقدار t	درجه آزادی	ارزش P
بای‌سپس‌فموریس	۳۳/۰۵±۱۴/۷	۳۶/۷±۱۵/۹	۳/۲۱	۱۸	۰/۰۰۵
سمی‌تندینوسوس	۲۸/۹۶±۲۴/۳	۳۰/۰۸±۲۴/۶	۰/۴۳۷	۱۸	۰/۶۶۸
واستوس‌لترالیس	۴۸/۷±۲۷/۰۴	۴۲/۹±۱۶/۶	-۱/۵۷	۱۸	۰/۱۳۴
واستوس‌مدیالیس	۴۱/۲۹±۲۰/۹۴	۴۶/۶۹±۱۱/۹۶	۰/۱۰۹	۱۸	۰/۹۱۵



شکل ۱. نسبت فعالیت عضله واستوس‌مدیالیس به واستوس‌لترالیس هنگام اجرای فرود تک پا با و بدون استفاده از بریس حمایت کننده کشکک



شکل ۲. میزان فعالیت عضله همستریگ (مجموع فعالیت سمی‌تندینوسوس و بای‌سپس‌فموریس بر حسب درصدی از MVIC) هنگام اجرای حرکت فرود تک پا با و بدون استفاده از بریس حمایت کننده کشکک.

Archive of SID
www.SID.ir

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش‌های پیشین نشان می‌دهد که در افراد نرمال در مقایسه با افراد دارای سندروم درد کشککی رانی، دو مکانیزم عضلانی مانع جابه‌جایی اضافی کشکک به سمت خارج می‌شوند؛ که اولین مورد به آغاز به کار زودتر در عضله واستوس‌مدیالیس در مقایسه با عضله واستوس‌لترالیس مربوط می‌شود [۵۱،۳۳] و دومین مورد آن مربوط به نسبت دامنه فعالیت بیش‌تر در عضله واستوس‌مدیالیس به واستوس‌لترالیس در افراد نرمال در مقایسه با گروه دارای سندروم درد کشککی رانی است [۵۲]. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که از لحاظ آماری طی اجرای حرکت فرود تک‌پا، میزان فعالیت عضله واستوس‌لترالیس در مقایسه با عضله واستوس‌مدیالیس اختلاف معناداری را ندارد. میزان فعالیت میوالکتریکی عضله بای‌سپس‌فموریس طی اجرای حرکت فرود تک‌پا با استفاده از بریس در مقایسه با اجرای فرود بدون استفاده از بریس افزایش معناداری را پیدا کرده است (جدول ۱) در حالی که در میزان فعالیت عضلات سمی‌تندینوسوس، واستوس‌لترالیس و واستوس‌مدیالیس اختلاف معناداری مشاهده نشد. اغلب مطالعات انجام شده بر روی عضلات واستوس‌لترالیس و واستوس‌مدیالیس متمرکز شده‌اند [۵۳،۵۲،۳۶،۳۴،۳۳،۱]. از آن‌جایی که بریس‌های کشککی باعث جابه‌جایی کشکک به سمت داخل می‌شوند [۵۹] و به دلیل این که بای‌سپس‌فموریس با اتصالات جانبی خود به اکستانسور رتیناکولو خارجی با کشکک اتصال دارد [۵۲]. یکی از علل احتمالی افزایش فعالیت در عضله بای‌سپس‌فموریس را می‌توان در نتیجه تغییر احتمالی بازوی گشتاور این عضله (کاهش احتمالی) به دلیل جابه‌جایی کشکک به سمت داخل مرتبط دانست. برخی منابع گزارش کرده‌اند که درد کشککی رانی به طور غیر مستقیم از افزایش تیلت قدامی در لگن ناشی می‌شود. علت این امر نیز این است که افزایش تیلت قدامی با افزایش چرخش داخلی در ران همراه است [۶۱،۶۰،۳۵]. افزایش چرخش داخلی در ران منجر به وارد آمدن فشار بیش‌تر بر قسمت خارجی کشکک می‌شود که در نهایت منجر به افزایش درد می‌شود [۶۱،۶۰،۳۵]. از آن‌جایی که عضله بای‌سپس‌فموریس در زنجیره جنبشی بسته در تیلت خلفی لگن شرکت می‌کند [۶۳،۶۲]؛ به نظر می‌رسد افزایش فعالیت میوالکتریکی در این عضله هنگام فرود تک‌پا می‌تواند از میزان تیلت قدامی لگن و در نتیجه چرخش داخلی ران بکاهد و یک فاکتور مناسب در پیش‌گیری از درد کشککی رانی باشد [۶۱]. علاوه بر افزایش فعالیت عضله بای‌سپس‌فموریس استفاده از بریس حمایت‌کننده کشکک در نسبت فعالیت میوالکتریکی عضله واستوس‌مدیالیس به واستوس‌لترالیس نیز افزایش معناداری را ایجاد نمود (شکل ۱). اوانگلوس و همکاران گزارش کردند که استفاده از تیپینگ در افراد با درد کشککی رانی سبب افزایش معناداری در میزان فعالیت عضله واستوس‌مدیالیس و کاهش معناداری در میزان فعالیت عضله واستوس‌لترالیس می‌شود، در حالی که تیپینگ در افراد سالم نتایج عکسی را نشان داد [۴۴]. آن‌ها علت کاهش در میزان فعالیت عضله واستوس‌مدیالیس و افزایش در فعالیت عضله واستوس‌لترالیس را در افراد سالم هنگام استفاده از تیپینگ را این مورد گزارش کردند که زانوی سالم دارای تعادل مناسبی بین مؤلفه‌های جانب خارجی و داخلی زانو (عضلات و لیگامنت‌ها) است که به حرکت صحیح کشکک در حفره تروکلئار (Trochlear groove) مفصل کشککی رانی منجر می‌شود [۴۴]. به همین دلیل تیپینگ کشکک به دلیل کمک کردن به مؤلفه‌های داخلی مفصل کشککی رانی (حمایت لیگامنت‌ها) سبب می‌شود که دستگاه عصبی مرکزی الگوی فعالیت متفاوتی رو در فعال نمودن عضلات کوادری سپس در افراد سالم در مقایسه با بیماران دارای درد کشککی رانی استفاده نماید [۴۴]. ابراهیمی و همکاران گزارش کردند که تیپینگ کشکک به طور معناداری نسبت فعالیت واستوس‌مدیالیس به واستوس‌لترالیس را در مردان سالم غیر ورزش‌کار طی انقباض ایزومتریک در زنجیره جنبشی باز و زنجیره جنبشی بسته افزایش می‌دهد [۳۶]. نتایج این پژوهش با ابراهیمی و همکاران هم‌سو [۳۶] و با اوانگلوس و همکاران [۴۴] ناهم‌سو می‌باشد. البته باید این نکته را در نظر داشت که در دو پژوهش ذکر شده از تیپینگ استفاده شده بود

Archive of SID
www.SID.ir

در حالی که در پژوهش حاضر از بریسینگ کشککی استفاده شده است. جیمسون و همکاران در پژوهشی اثر استفاده آنی از بریس زانو (ProtonicsTM orthosis، دارای قابلیت تنظیم مقاومت در برابر حرکت زانو) را بر روی فعالیت میوالکتریکی عضلات بای‌سپس‌فموریس، سمی‌تندینوسوس، واستوس‌لترالیس و واستوس‌مدیالیس طی دو فعالیت راه‌رفتن و بالارفتن از پله بررسی کردند [۶۳]. در این مطالعه بر خلاف پژوهش حاضر نسبت فعالیت عضله واستوس‌مدیالیس به واستوس‌لترالیس دچار تغییر نشد؛ البته این نکته را باید در نظر داشت که مکانیزم دو بریس کاملاً با یک‌دیگر متفاوت هستند. محققین، پژوهشی را که به بررسی اثر استفاده آنی از بریس حمایت‌کننده کشکک بر نسبت فعالیت عضله واستوس‌مدیالیس به واستوس‌لترالیس طی اجرای فرود تک‌پا پرداخته باشد، مشاهده نکردند. اما در یک مطالعه نزدیک توسط مک‌والتر و همکاران در سال ۲۰۱۱ بر روی کینماتیک سه بعدی کشکک نشان داده شد که بریس کشککی قادر به جابه‌جایی کشکک به داخل است [۵۹].

با توجه به افزایش هم‌زمان فعالیت عضله بای‌سپس‌فموریس و نسبت فعالیت عضله واستوس‌مدیالیس به واستوس‌لترالیس که به ترتیب این دو نیرو کشکک را به سمت خارج و داخل می‌کشند این دو نیرو تا حدی یک‌دیگر را خنثی نموده و به دلیل نقش حمایتی بریس حمایت‌کننده؛ که کشکک را به داخل هل می‌دهد در نهایت جابه‌جایی کشکک در نتیجه استفاده از این نوع بریس روی می‌دهد [۵۹]. علی‌رغم افزایش معنادار در فعالیت عضله بای‌سپس‌فموریس، مجموع فعالیت دو عضله بای‌سپس‌فموریس و سمی‌تندینوسوس (همسترینگ) هنگام استفاده از بریس افزایش معناداری را نشان نداد (نمودار ۲). جیمسون و همکاران افزایش معناداری در فعالیت عضله همسترینگ (مجموع فعالیت عضلات بای‌سپس‌فموریس و سمی‌تندینوسوس) را هنگام استفاده از بریس گزارش کردند [۵۳]، بریس استفاده شده در این پژوهش قابلیت ایجاد مقاومت در برابر حرکت فلکش زانو را داشت در حالی که بریس استفاده شده در پژوهش حاضر در جهت جانب خارجی-داخلی کشکک را حمایت می‌کند. علت تفاوت نتایج دو پژوهش در میزان فعالیت عضله همسترینگ احتمالاً به متفاوت بودن ساختار دو بریس بر می‌گردد.

پژوهش حاضر دارای چند محدودیت بود. اگر چه فرود یک پا یک حرکت دینامیک می‌باشد اما باید تأثیر بریس حمایت‌کننده کشکک در حرکات پیچیده‌تری هم‌چون پرش‌ها، چرخش‌های ناگهانی و دویدن که عضلات را به چالش بیش‌تری می‌کشند بررسی شود. از سوی دیگر در این پژوهش میزان فعالیت چهار عضله مورد بررسی قرار گرفت در حالی که اجرای حرکات در نتیجه تعامل پیچیده عضلات مختلف انجام می‌شود و پژوهش‌های آینده می‌توانند تأثیر بریس حمایت‌کننده کشکک را بر روی فعالیت میوالکتریکی عضلات بیش‌تر و هم‌راه با داده‌های کینماتیکی بررسی نمایند.

تشکر و قدردانی

این پژوهش بخشی از یک پروژه طولانی‌مدت جهت بررسی بریس‌های حمایت‌کننده کشکک موجود در بازار با هدف بررسی ویژگی‌های مثبت و منفی آن‌ها اجرا شده است. محققین از مسئولین دانشگاه بوعلی‌سینا و تمامی کسانی که در اجرای این پژوهش کمک نمودند کمال تشکر را اعلام می‌نمایند.

منابع

[1] Wong YM, Ng G. Resistance training alters the sensorimotor control of vasti muscles. J Electromyogr Kinesiol 2010; 20: 180-184.

[2] Dufek JS, Bates BT. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. Sports Med 1991; 12: 326-337.

[3] Ferretti A, Papandrea P, Conteduca F, Mariani PP. Knee ligament injuries in volleyball players. Am J Sports Med 1992; 20: 203-207.

[4] Harringe ML, Renstrm P, Werner S. Injury incidence, mechanism and diagnosis in top-level team gym: A prospective study conducted over one season. Scand J Med Sci Sports 2007; 17: 115-119.

[5] McKay GD, Goldie PA, Payne WR, Oakes BW. Ankle injuries in basketball: Injury rate and risk factors. Br J Sports Med 2001; 35: 103-108.

[6] Yeow CH, Lee PV, Goh JC. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. Hum Mov Sci 2011; 30: 624-635.

Archive of SID
www.SID.ir

[7] Munro A, Herrington L, Comfort P. Comparison of landing knee valgus angle between female basketball and football athletes: Possible implications for anterior cruciate ligament and patellofemoral joint injury rates. Phys Ther Sport 2012; 13: 259-264.

[8] Rand MK, Ohtsuki T. EMG analysis of lower limb muscles in humans during quick change in running directions. Gait Posture 2000; 12: 169-183.

[9] McNitt-Gray JL. Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. J Sport Biomech 1991; 7: 201-224.

[10] Kellis E, Kouvelioti V. Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. J Electromyogr Kinesiol 2009; 19: 55-64.

[11] McConnell J. Management of patellofemoral problems. Man Ther 1996; 1: 60-66.

[12] Neptune RR, Wright IC, Van den Bogert AJ. The influence of orthotic devices and vastus medialis strength and timing on patellofemoral loads during running. Clin Biomech 2000; 15: 611-618.

[13] Heintjes E, Berger MY, Bierma-Zeinstra SM, Bernsen RM, Verhaar JA, Koes BW. Exercise therapy for patellofemoral pain syndrome. Cochrane Database Syst Rev 2003; 4: CD003472.

[14] Louden JK, Gajewski B, Goist-Foley HL, Louden KL. The effectiveness of exercise in treating patellofemoral-pain syndrome. J Sport Rehabil 2004; 13: 323-342.

[15] Natri A, Kannus P, Jarvinen M. Which factors predict the long-term outcome in chronic patellofemoral pain syndrome? A 7-yr prospective follow-up study. Med Sci Sports Exerc 1998; 30: 1572-1577.

[16] Witvrouw E, Lysens R, Bellemans J, Cambier D, Vanderstraeten G. Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A two-year prospective study. Am J Sports Med 2000; 28: 480-489.

[17] Kannus P, Aho H, Jarvinen M, Niittymaki S. Computerized recording of visits to an outpatient sports clinic. Am J Sports Med 1987; 15: 79-85.

[18] Myer GD, Ford KR, Barber Foss KD, Goodman A, Ceasar A, Rauh MJ, et al. The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. Clin Biomech 2010; 25: 700-707.

[19] Robinson RL, Nee RJ. Analysis of hip strength in females seeking physical therapy treatment for unilateral patellofemoral pain syndrome. J Orthop Sports Phys Ther 2007; 37: 232-238.

[20] Fulkerson JP. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. Am J Sports Med 2002; 30: 447-456.

[21] Fulkerson JP, Arendt EA. Anterior knee pain in females. Clin Orthop Relat Res 2000; 372: 69-73.

[22] Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R. Muscular coactivation: the role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. Am J Sports Med 1988; 16: 113-122.

[23] White LC, Dolphin P, Dixon J. Hamstring length in patellofemoral pain syndrome. Physiotherapy 2009; 95: 24-28.

[24] Garrett WE Jr, Califf JC, Bassett FH 3rd. Histochemical correlates of hamstring injuries. Am J Sports Med 1984; 12: 98-103.

[25] Schot PK, Dufek JS. Landing performance, part I: kinematic, kinetic, and neuromuscular aspects. Med Exerc Nutr Health 1993; 2: 69-83.

[26] Lephart SM, Ferris CM, Riemann BL, Myers JB, Fu FH. Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. Clin Orthop Relat Res 2002; 401: 162-169.

[27] Stefanyshyn DJ, Stergiou P, Lun VM, Meeuwisse WH, Worobets JT. Knee angular impulse as a predictor of patellofemoral pain in runners. Am J Sports Med 2006; 34: 1844-1851.

[28] Bloomfield J, Polman R, O'Donoghue P, Mcnaughton L. Effective speed and agility conditioning methodology for random intermittent dynamic type sports. J Strength Cond Res 2007; 21: 1093-1100.

[29] Cahue S, Dunlop D, Hayes K, Song J, Torres L, Sharma L. Varus–valgus alignment in the progression of patellofemoral osteoarthritis. Arthritis Rheum 2004; 50: 2184-2190.

[30] Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt Jr, 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: 492-501.

[31] Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. Am J Sports Med 2009; 37: 2108-2116.

[32] Macintyre NJ, Hill NA, Fellows RA, Ellis RE, Wilson DR. Patellofemoral joint kinematics in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. J Bone Joint Surg Am 2006; 88: 2596-2605.

[33] 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: 553-558.

[34] Ng GY, 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 Kinesiol 2008; 18: 128-133.

[35] McCrory JL, Quick NE, Shapiro R, Ballantyne BT, Davis I. The effect of a single treatment of the ProtonicsTM system on lower extremity kinematics during gait and the lateral step up exercise. Gait Posture 2007; 25: 544-548.

[36] Ebrahimi E, Ouliaei Gh, Nasrollahpour E. The effect of patellar realignment by patellar taping on VMO/VL myoelectric activity ratio during isometric contraction in open and closed kinetic chin. Cell J Yakhteh 2000; 2: 3-39. (Persian).

[37] Crossley K, Bennell K, Green S, McConnell J. A systematic review of physical interventions for patellofemoral pain syndrome. Clin J Sport Med 2001; 11: 103-110.

[38] Fulkerson JP. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. Am J Sports Med 2002; 30: 447-456.

[39] Powers CM, Ward SR, Chan LD, Chen YJ, Terk MR. The effect of bracing on patella alignment and patellofemoral joint contact area. Med Sci Sports Exerc 2004; 36: 1226-1232.

[40] Worrell T, Ingersoll CD, Bockrath-Pugliese K, Minis P. Effect of patellar taping and bracing on patellar position as determined by MRI in patients with patellofemoral pain. J Athl Train 1998; 33: 16-20.

[41] Muhle C, Brinkmann G, Skaf A, Heller M, Resnick D. Effect of a patellar realignment brace on patients with patellar subluxation and dislocation. Evaluation with kinematic magnetic resonance imaging. Am J Sports Med 1999; 27: 350-353.

[42] 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 patel-lofemoral pain and to evaluate the effects of a patellar brace or sleeve on joint motion. J Orthop Res 2009; 27: 571-577.

[43] 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: 143-150.

[44] Powers CM, Landel R, Perry J. Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. Phys Ther 1996; 76: 946-955.

[45] Powers CM, Ward SR, Chen YJ, Chan LD, Terk MR. Effect of bracing on patellofemoral joint stress while ascending and descending stairs. Clin J Sport Med 2004; 14: 206-214.

[46] 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: 29-34.

[47] Blond L, Hansen L. Patellofemoral pain syndrome in athletes: a 5.7-year retrospective follow-up study of 250 athletes. Acta Orthop Belg 1998; 64: 393-400.

[48] Fairbank JC, Pynsent PB, Van Poortvliet JA, Phillips H. Mechanical factors in the incidence of knee pain in adolescents and young adults. J Bone Joint Surg Br 1984; 66: 685-693.

[49] Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography. SENIAM 1999.

[50] Mohebbi H, Noraste A, Farahani H. Comparison of EMG activity of the flexor and extensor muscles in two different ways of squat. J Olympic 2008; 2: 7-16. (Persian).

[51] Wong YM, Ng GY. Surface electrode placement affects the EMG recordings of the quadriceps muscles. Phys Ther Sport 2006; 7: 122-127.

Archive of SID

www.SID.ir

[52] Makhsous M, Lin F, Koh JL, Nuber GW, Zhang LQ. In vivo and noninvasive load sharing among the vasti in patellar malalignment. Med Sci Sports Exerc 2004; 36: 1768-1775.

[53] Christou EA. Patellar taping increases vastus medialis oblique activity in the presence of patellofemoral pain. J Electromyogr Kinesiol 2004; 14: 495-504.

[54] Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW. Therapeutic patellar taping changes the timing of vasti muscle activation in people with patellofemoral pain syndrome. Clin J Sport Med 2002; 12: 339-347.

[55] Crossley K, Cowan SM, Bennell KL, McConnell J. Patellar taping: is clinical success supported by scientific evidence? Man Ther 2000; 5: 142-150.

[56] Gilleard W, McConnell J, Parsons D. The effect of patellar taping on the onset of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle activity in persons with patellofemoral pain. Phys Ther 1998; 78: 25-32.

[57] McConnell JS. The management of chondromalacia patellae: a long term solution. Aus J Physiother 1986; 32: 215-223.

[58] Werner S, Knutsson E, Eriksson E. Effect of taping the patella on concentric and eccentric torque and EMG of knee extensor and flexor muscles in patients with patellofemoral pain syndrome. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 1993; 1: 169-177.

[59] 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: 801-808.

[60] Hruska RJ, Joutras F. Protonics patello-femoral dysfunction manual. Inverse Technology Corporation; 1995.

[61] McCrory JL, Quick NE, Shapiro R, Ballantyne BT, McClay 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: 148-153.

[62] Oatis CA. Kinsiology the mechanics and pathomechanics of human movement. 2nd ed. Champaign (IL): Human Kinetics; 2009.

Archive of SID

www.SID.ir

Effect of a patella support brace on myoelectric activity of knee joint muscles during single leg landing

Fatemeh Salariesker (B.Sc), Mehrdad Anbarian (Ph.D) *, HAmed Esmaili (M.Sc)
Physical Education and Sport Sciences Department, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran

(Received: 6 Sep 2012; Accepted: 15 Mar 2013)

Introduction*:* Patellfemoral pain syndrome is one of the most common knee joint problems that affect athletes and non-athletes. Knee brace is often used as a treatment method for patellar realignment. The aim of the present study was to determine the effects of a patella support brace on myoelectric activity of selected knee muscles during single leg landing in healthy females.

Materials and Methods*:* 19 healthy female students (Mean age: 23.6±1.98 years, height: 163.5±5.88 cm, weight: 62.3±3.6 kg) participated in this study. Myoelectric activity of biceps femoris, semitendinosus, vastus medialis and vastus lateralis were collected during single leg landing in with and without using the patella support brace conditions.

Results: Use of the patella support brace had no significant effect on myoelectric activity for the semitendinosus (p=0.668), vastus medialis (VM) (p=0.915) and vastus lateralis (VL) (P=0.134), while myoelectric activity for biceps femoris (p=0.005) and ratio of VM/VL myoelectric activity significantly increased (p=0.045).

Conclusion: Our results revealed that biceps femoris activity and vastus medialis/vastus lateralis ratio increased after using patella support brace during single leg landing. Further studies on kinematic and kinetic variables are needed to describe these changes in muscular activity when using the patella support brace.

Keywords**:** Patellofemoral Pain Syndrome, Knee Joint, Orthotic Devices, Braces, Patella

* Corresponding author: Fax: +98 811 8290550; Tel: +98 811 8290750
m_anbarian@yahoo.com

Archive of SID

www.SID.ir