مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی کردستان/ دوره هجدهم / زمستان ۱۳۹۲ /۸۴-۷۵

تاثیر بریسینگ زانو روی متغیرهای فشار کف پایی زنان طی فاز استانس راه رفتن

فاطمه سالاری اسکر[۱]، دکتر مهرداد عنبریان[۲]، دکتر امیر حسین یزدانی[۳]

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

۲. دانشیار گروه تربیت بدنی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران (مولف مسوول) تلفن ثابت: ۸۲۹۰۷۵۰-۰۸۱۱، m_anbarian@yahoo.com

۳. متخصص طب فیزیکی و توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی همدان، همدان، ایران.

چکیده

مقدمه: اطلاعات اندکی در ارتباط با اثر تکنیک بریسینگ زانو بر روی متغیرهای فشار کف پایی موجود است. هدف این پژوهش تعیین اثر فوری بریس حمایت‌کننده کشکک زانو روی متغیرهای فشار کف پایی در زنان طی فاز استانس راه رفتن بود.

روش کار: تعداد ۱۷ زن در این مطالعه شرکت کردند. فشار کف پایی آزمودنیها با استفاده از دستگاه فشار کف پایی طی راه رفتن با پای پرهنه در دو وضعیت با و بدون استفاده از بریس جمع آوری شد. از تست تی همبسته جهت تحلیل داده ها استفاده شد. سطح معنا داری $P\leq ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

نتایج: در وضعیت استفاده از بریس حمایت‌کننده کشکک زانو، آزمودنی‌ها تاخیر بیشتری را در زمان رسیدن به اوج فشار کف پایی پس از تماس اولیه پا با زمین نشان دادند ($P=۰/۰۲۶$). در مقادیر توزیع فشار کف پایی نواحی ده‌گانه کف پا پیش و هنگام استفاده از بریس، اختلاف مشاهده نشد. هنگام استفاده از بریس حمایت‌کننده کشکک، مقدار COPx به طور معناداری در طی فاز پروپالژن راه رفتن بیشتر بود ($P=۰/۰۱$).

نتیجه نهایی: نتایج پژوهش حاضر نشان داد که بریسینگ از طریق ایجاد تاخیر در زمان آغاز اوج فشار کف پایی بر عملکرد اندام تحتانی و در نتیجه جهت ایجاد پایداری دینامیکی مفصل زانو طی فاز استانس راه رفتن موثر است. برای روشن تر شدن آثار بریسینگ بر متغیرهای فشار کف پایی طی راه رفتن، نیاز به انجام مطالعات بیشتری است.

کلمات کلیدی: فشار کف پایی، راه رفتن، بریس حمایت‌کننده کشکک زانو، فاز استانس.

وصول مقاله :۹۱/۷/۱۹ اصلاحیه نهایی:۹۱/۹/۷ پذیرش:۹۲/۲/۲۱

مقدمه

سندرم درد کشککی- رانی یکی از اختلالات شایع مفصل زانو در بین جوانان و بزرگسالان و به ویژه زنان است که عوامل مختلفی در بروز آن موثرند. تغییرات بیومکانیکی مفصل کشککی-رانی از علل مهم بروز این عارضه محسوب شده که ممکن است بر عملکرد اندام تحتانی اثر گذار باشد (۶-۱). تعادل گروه های عضلانی اطراف زانو و به خصوص در عضلات واستوس لترالیس و مدیالیس نقش مهمی را در ساختار و عملکرد بیومکانیکی مفصل کشککی-رانی عهده دارند. ضعف در عملکرد عضله واستوس مدیالیس، می تواند منجر به انحراف خارجی کشکک شده و در نتیجه سبب افزایش فشار در مفصل کشککی-رانی و در نهایت منجر به ایجاد درد در این مفصل شود (۵-۲). برخی مطالعات گزارش کرده اند که تغییرات بیومکانیکی ناشی از چرخش بیش از حد تیبیا[1] ممکن است عاملی برای درد کشککی-رانی باشد (۱۲-۷). از آنجایی که در فاز استانس راه رفتن یا دویدن طبیعی، چرخش

1 - Excessive tibial rotation

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-08]

خارجی تیبیا با اکستنشن زانو همراه می شود، احتمال دارد که چرخش داخلی بیش از حد تیبیا در فاز استانس، سبب تاخیر در چرخش خارجی طبیعی تیبیا شده و عملکرد طبیعی فرد را تحت تاثیر قرار دهد (۱۳و ۱۱). این مکانیزم، قابلیت افزایش فشارهای پیچشی در مفصل[1] زانو را داشته و می‌تواند در آسیب زانو موثر باشد (۱۰). گروهی از محققین، بیان داشته اند که pronation مفصل ساب تالار سبب چرخش بیش از حد داخلی تیبیا شده و در نتیجه احتمال بروز اختلال مفصل زانو را افزایش می دهد (۱۴-۱۰). برای کاهش pronation پا و چرخش داخلی تیبیا به منظور کاهش درد کشککی-رانی از روش‌ها و تکنیکهای متفاوتی نظیر برنامه‌های تمرینی و تقویتی عضلانی، تیپینگ، تجویز ارتز و بریس استفاده می شود (۱۸-۱۵). در مورد به کار بردن ارتز برای کاهش pronation ساب تالار و در نتیجه کاهش چرخش داخلی تیبیا، نتایج متفاوتی از سوی محققین گزارش شده است. برای مثال، بلچامبر و ون دن بوگرت[2] در سال ۲۰۰۰ میلادی، گزارش کردند که در اغلب افراد استفاده از ارتز برای کاهش pronation پا، ممکن است سبب وارد آوردن فشار مضاعف بر مفصل زانو گردد (۱۰). به نظر می‌رسد استفاده از بریس در مفصل زانو جهت کاهش چرخش داخلی تیبیا و در نتیجه کاهش pronation پا مفیدتر باشد. به هر حال، اثر مفید بریس زانو بر روی متغیرهای بیومکانیکی حین انجام فعالیتهای دینامیکی مختلف مورد بررسی قرار گرفته است، که بخشی از آن نیز بر روی راه رفتن متمرکز شده است. پژوهش‌های پیشین حاکی از وجود تفاوت‌های کینماتیکی و کینتیکی در آنالیز راه رفتن زنان در مقایسه با مردان است. زنان با سرعت آرامتر، طول گام کوتاهتر ولی با تواتر گام سریعتری راه می‌روند (۱۹). زنان تیلت قدامی بیشتر و میزان فلکش و اداکشن و چرخش داخلی بیشتری در مفصل ران نسبت به مردان طی راه رفتن دارا بوده و میزان والگوس زانو طی راه رفتن در آنان بیشتر است (۱۹). میزان زوایای مچ پا نیز طی فاز استانس راه رفتن تفاوت هایی را نشان داده که بیشترین مقدار آن مربوط به زاویه پلنتار فلکشن طی فاز بلند شدن پنجه از زمین است (۱۹). از نظر ساختار آناتومیکی، زنان دارای پهنای بزرگتر لگن نسبت به مردان هستند که منجر به اداکشن بیشتر در ران، والگوس بزرگتر زانو و زاویه بزرگتر Q[3] می شود. این تفاوت بیومکانیکی می تواند در متغیرهای ذکر شده کینماتیکی و نیز برخی پارامترهای کینتیکی راه رفتن موثر باشد. اسمیت و همکاران ، نیز گزارش کردند که هنگام راه رفتن، میزان جابجایی عمودی مرکز جرم بدن در زنان کمتر از مردان است (۲۰). نتایج برخی پژوهش‌ها افزایش فعالیت بیشتر در تیبیالیس انتریور را در زنان نسبت به مردان گزارش نموده‌اند. به علاوه بیان نموده‌اند که نیروی عمودی عکس العمل زمین در زنان نسبت به مردان بیشتر است (۲۱).

اندازه گیری توزیع فشار کف پا، یکی از روشهای متداول و جدید است که عملکرد اندام تحتانی را در شرایط استاتیکی و دینامیکی به خصوص هنگام راه رفتن به صورت کمی بررسی می کند (۲۲). توزیع نامناسب نیروهای کف پایی سبب ظهور حرکات غیر طبیعی و اعمال استرس در ساختارهای اندام تحتانی شده و در بروز اختلال در عملکرد عضلات موثر است (۲۳). بررسی توزیع فشار کف پا، نه تنها روش مناسبی برای آنالیز و شناسایی نارسایی‌های راه رفتن است، بلکه اطلاعات مفیدی در اختیار محققین با اهداف کلینیکی متفاوت قرار می دهد. بررسی اثر بریسینگ بر متغیرهای راه رفتن با استفاده از متغیرهای فشار کف پایی می‌تواند اطلاعات مفیدی را در آنالیز راه رفتن در اختیار محققین قرار دهد که کمتر به آن توجه شده است. از سوی

1 - Torsional joint stresses
2 - Bellchamber & van den Bogert
3. Q-angle

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-08]

دیگر، شیوع بالای سندرم درد کشککی-رانی در جمعیت جوان و فعال جامعه که می‌تواند سبب محدودیت فعالیت حرکتی و ورزشی آن‌ها شود، یافتن روش‌های پیشگیرانه جهت جلوگیری از ابتلای افراد به این سندروم را ضروری می کند. بنابراین، پژوهش حاضر با هدف تعیین اثر فوری بریس حمایت‌کننده کشکک زانو روی متغیرهای فشار کف پایی در زنان جوان در فاز استانس راه رفتن انجام شد.

روش بررسی

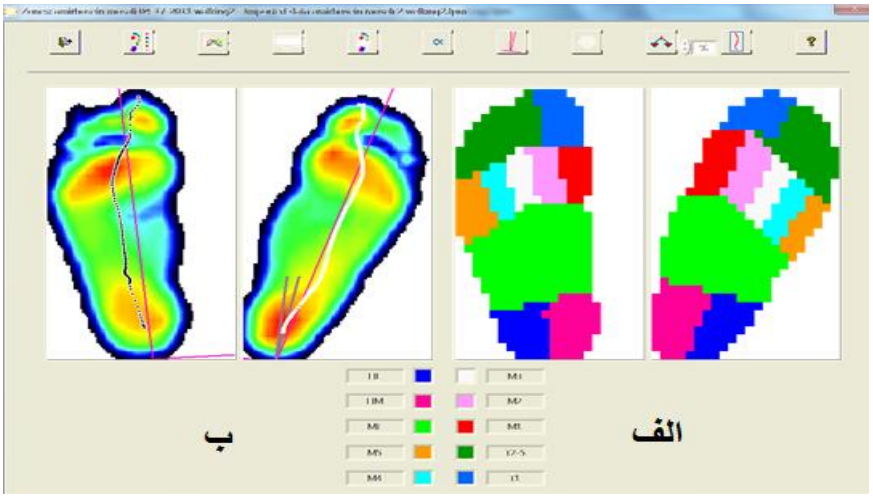
در این تحقیق نیمه تجربی و کاربردی، تعداد ۱۷ زن سالم (میانگین سنی:۱/۳۰±۲۲/۳ سال، قد: ۵/۷۲±۱۶۶/۷۱ سانتی‌متر، وزن:۴/۱۹±۶۲/۰۶ کیلوگرم) در این پژوهش شرکت کردند. به دلیل شیوع بالاتر درد کشککی-رانی بین زنان به دلیل تغییرات بیومکانیکی زاویه Q و پوپلیتئال[1] نسبت به مردان، آزمودنی‌های این تحقیق را زنان جوان تشکیل دادند (۲۴). معیارهای ورود به پژوهش عبارت بودند از: عدم سابقه جراحی، عدم وجود دفورمیتی‌های پاسچرال یا صدمات شدید در اندام تحتانی، عدم وجود درد در اطراف کشککک. ابتدا آزمودنی‌ها فرم رضایت نامه شرکت در تحقیق را تکمیل و برای انجام آزمایشات به آزمایشگاه تحقیقاتی بیومکانیک اندام تحتانی دانشگاه بوعلی سینا دعوت شدند.

از سیستم فوت اسکن (RS-Scan) ساخت کشور بلژیک برای اندازه‌گیری و ثبت فشار کف پایی طی راه رفتن استفاده شد. این سیستم، با ابعاد ۱۰۰×۴۰ سانتی متر دارای تعداد ۸۱۹۲ حسگر و فرکانس نمونه گیری ۲۵۳ هرتز است. بزرگی توزیع فشار با رنگ‌بندی‌های به کار رفته مشخص می شود. رنگ آبی نماینده کمترین فشار، قرمز نشان دهنده بالاترین فشار و رنگ سیاه عدم وجود فشار را نشان می‌دهد (شکل ۱، الف). میزان فشار کف پایی در ده ناحیه‌ی آناتومیکی حساس به فشار شامل شست پا، انگشتان دوم تا پنجم، سر متاتارسال‌های اول تا پنجم، ناحیه میانی پا و نواحی داخلی و خارجی پاشنه‌ی پا توسط دستگاه مشخص می شود (شکل ۱، ب). به منظور ثبت متغیرهای فشار کف پایی هنگام راه رفتن، آزمودنی ها مسیر ۱۰ متری را با پای برهنه و سرعت خود انتخابی به شکلی طی کردند که با پای راست از روی صفحه دستگاه فشار کف پایی (فوت اسکن) که در فاصله ۷ متری مسیر راه رفتن تعبیه شده بود عبور نمایند. هر آزمودنی مسیر را شش مرتبه طی نمود (۳ تکرار با بریس و ۳ تکرار بدون بریس حمایت‌کننده کشکک). بریس حمایت کننده کشکک در این پژوهش مدل 1028 patella tracking support ساخت کشور تایوان بود. این بریس دارای یک پد حمایت کننده کشکک در جانب خارجی است که کشکک را در جهت خارج به داخل حمایت می‌کند. بریس دارای ۶ سایزبندی مختلف بود که متناسب با محیط زانوی هر فرد انتخاب می‌شد تا محدودیتی را در حرکت فرد ایجاد نکند. پیش از جمع‌آوری داده‌ها، دستگاه فوت اسکن با توجه به میزان وزن هر آزمودنی کالیبره می‌شد. در این تحقیق، حداکثر میزان فشار کف پایی، زمانبندی اوج فشار کف پایی[2] و تغییرات مرکز فشار پا به عنوان متغیرهای فشار کف پایی مورد بررسی قرار گرفت. تغییرات مرکز فشار (COPx) بیان کننده تغییرات جانب داخلی- خارجی[3] مرکز فشار نسبت به محور x که بر محور طولی پا عمود است می‌باشد. مقادیر مثبت نشان دهنده حرکت داخلی مرکز فشار یا pronation پا می‌باشد و مقادیر منفی نشان دهنده حرکت مرکز فشار به سمت خارج پا یا supination می‌باشد (شکل ۲).

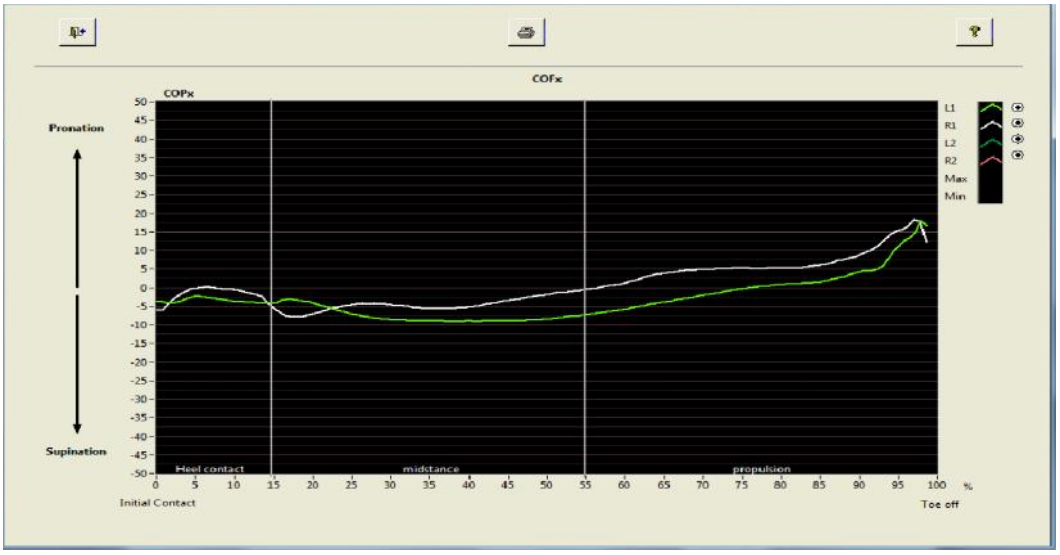
2. Popliteal

2 - Peak plantar pressure
3 - Medio-lateral

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-08]



شکل ۱. نواحی ده گانه آناتومیکی کف پایی (ب) و فشارهای وارده بر کف پا (الف).



شکل ۲. تغییرات مرکز فشار (COPx) طی فاز استانس راه رفتن.

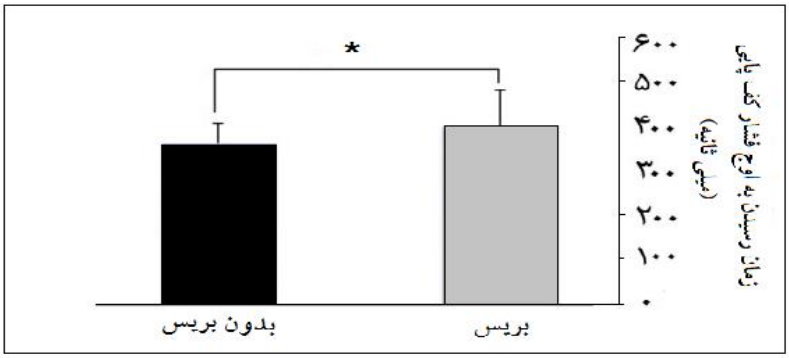
تجزیه و تحلیل داده‌ها به وسیله نرم افزارSPSS نسخه ۱۸ صورت گرفت. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها، از آزمون شاپیرو-ویلک[1] و برای تجزیه و تحلیل‌های آماری از تست تی همبسته استفاده گردید. سطح معناداری در این پژوهش ($p\leq ۰/۰۵$) در نظر گرفته شد.

نتایج

نمودار ۱، زمان رسیدن به اوج فشار کف پایی را در دو وضعیت با و بدون بریس حمایت کننده کشکک نشان می‌دهد. بعد از استفاده از بریس، زمان رسیدن به اوج فشار کف پایی در مقایسه با بدون استفاده از بریس به میزان ۴۲ میلی‌ثانیه به تاخیر افتاد که این اختلاف از لحاظ آماری معنادار بود ($p=۰/۰۲۶$).

1 - Shapiro-Wilk

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-08]



نمودار ۱. زمان رسیدن به اوج فشار کف پایی در دو وضعیت با و بدون بریس حمایت کننده کشکک.

مقادیر اوج فشار کف پایی در نواحی ده گانه‌ی پا، قبل و بعد از استفاده از بریس در جدول ۱ نشان داده شده است. همان طور که مشاهده می شود، مقادیر اوج فشار کف پایی در نواحی مختلف پا قبل و بعد از استفاده از بریس اختلاف معناداری را نشان نداد.

جدول ۱. مقادیر اوج فشار کف پایی در مناطق ده گانه پا در دو وضعیت با و بدون بریس حمایت کننده کشکک بر حسب نیوتن بر سانتی متر مربع.

مناطق ده گانه پا	بدون بریس	بریس	مقادیر t	ارزش p
انگشت شست	۱/۴۴±۰/۳۹	۱/۵۹±۰/۴۱	-۱/۵۵۷	۰/۱۳۹
انگشت دوم تا پنجم	۰/۶۹±۰/۳۶	۰/۷۵±۰/۳	-۰/۸۲۶	۰/۴۲۱
استخوان کف پایی اول	۱/۱۴±۰/۶۲	۱/۳۱±۰/۴۷	-۱/۴۰۱	۰/۱۸
استخوان کف پایی دوم	۱/۷۹±۰/۶۲	۱/۸۳±۰/۵۷	-۰/۳۸۸	۰/۷۰۳
استخوان کف پایی سوم	۲/۰۴±۰/۵	۲/۰۷±۰/۶۷	-۰/۲۰۴	۰/۸۴۱
استخوان کف پایی چهارم	۱/۵۶±۰/۵۳	۱/۵۵±۰/۶۸	۰/۱۱۳	۰/۹۱۱
استخوان کف پایی پنجم	۱/۱۴±۰/۵۶	۱/۲۳±۰/۷	-۰/۷۴۴	۰/۴۶۸
ناحیه میانی پا	۰/۵۱±۰/۲۳	۰/۵۲±۰/۳۰	-۰/۲۲۵	۰/۸۲۵
ناحیه داخلی پاشنه	۱/۸۹±۰/۶۰	۱/۹۳±۰/۴۵	-۰/۴۵۵	۰/۶۵۵
ناحیه خارجی پاشنه	۱/۹۰±۰/۵۱	۱/۹۴±۰/۵۲	-۰/۴۹۰	۰/۶۳۱

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-08]

مقادیر مربوط به COPx (میزان supination یا pronation مفصل ساب تالار) طی مراحل مختلف فاز استانس راه‌رفتن شامل: تماس پاشنه با زمین، مرحله میانی راه رفتن (مید استانس) و پروپالژن در دو وضعیت با و بدون بریس حمایت کننده کشکک در جدول ۲ نشان داده شده است. همانگونه که ملاحظه می شود، میزان COPx تنها طی فاز پروپالژن راه رفتن اختلاف معناداری را به لحاظ آماری نشان داد. به این معنی که در این مرحله از استانس، میزان COPx هنگام استفاده از بریس در مقایسه با شرایط بدون بریس به میزان تقریبا ۲/۱۴ میلی‌متر به سمت داخل منحرف شده است.

جدول ۲. مقادیر مربوط به COPx (میزان supination یا pronation مفصل ساب تالار) در طی مراحل مختلف فاز استانس راه‌رفتن در دو وضعیت با و بدون بریس بر حسب میلی متر

مراحل مختلف استانس راه رفتن	بدون بریس	با بریس	مقادیر p
تماس پاشنه با زمین (Heel Contact)	-۰/۵۷±۲/۶۳	-۰/۱۹±۰/۴۴	۰/۶۸
مید استانس (Mid Stance)	-۴/۰۴±۳/۶۴	-۳/۶۱±۲/۶۲	۰/۷۰
پروپالژن(Propulsion)	۵/۹۸±۲/۸۵	۸/۱۲±۳/۴۴	*۰/۰۱

*سطح معناداری p<۰/۰۵

بحث

اندازه‌گیری فشار کف پایی، اطلاعات مفیدی مرتبط با ساختار آناتومیکی و عملکرد پا و نیز بیومکانیک راه رفتن برای محققین فراهم کرده و ابزاری مفید برای ارزیابی افراد دارای مشکلات اندام تحتانی به شمار می رود (۲۵). نتایج پژوهش حاضر تاخیر در زمان رسیدن به اوج فشار کف پایی پس از بریسینگ در مقایسه با وضعیت بدون بریس به میزان ۴۲ میلی‌ثانیه نشان داد. بر اساس مطالعات پیشین، این تاخیر در رسیدن به اوج فشار کف پایی، می تواند نتیجه هم انقباضی بین عضلات گاستروکنیمیوس و کوادری‌سپس جهت فراهم‌آوردن کنترل دینامیکی مفصل زانو (طی فاز استانس دویدن) باشد (۲۶-۳۰)، به ویژه هنگامی که نیرو در جهت افزایش هل دادن به سمت جلو باشد (فعالیت درونگرای عضلات و در نتیجه کار مثبت). بنابراین می‌توان این نکته را بیان کرد که بریس حمایت کننده کشکک زانو، تا حدی قادر به افزایش کنترل دینامیکی مفصل زانو طی فاز استانس راه رفتن بوده است. این نتایج با گزارش نایلند و همکاران، که اثر تیپینگ کشکک بر روی زمانبندی و موقعیت اوج نیروی کف پایی طی حرکت لی‌آپ بسکتبال را بررسی کردند، همسو است (۱). با این وجود باید در نظر داشت که در پژوهش حاضر از بریس حمایت کننده کشکک استفاده شده است، در حالیکه در پژوهش نایلند و همکاران از تیپینگ کشکک استفاده شده بود.

مطالعات متعددی تاثیر سرعت و تواتر راه رفتن (۳۱)، طول گام (۳۲)، ناهنجاری‌های مختلف پا (۳۳)، کاهش دامنه حرکتی مفاصل (۳۴)، طول نسبی استخوان‌های کف پایی (۳۵) و اثر تیپینگ کشکک (۳۶) بر توزیع فشار کف پایی را بررسی کرده اند. با وجود این ما موفق نشدیم مطالعه مشابهی را در مقالات گذشته که به بررسی اثر بریس حمایت‌کننده

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-08]

کشککک بر روی اوج فشار کف پایی در نواحی مختلف پا پرداخته باشد پیدا کنیم تا نتایج خود را با آن مقایسه کنیم. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که مقادیر اوج فشار کف پایی در نواحی ده گانه کف پا هنگام استفاده از بریس حمایت‌کننده کشککک در مقایسه با وضعیت بدون بریس اختلاف معناداری را از نظر آماری ندارد. بک و همکاران در سال ۲۰۱۱ به بررسی اثر فوری استفاده از استرپ تحت کشککی بر بیومکانیک پا در افراد دچار درد کشککی-رانی پرداختند. آنها هیچگونه تغییری را در متغیرهای بیومکانیکی و فشار کف پایی شامل میزان ایمپالس پای عقب[1]، پای میانی[2] و پای جلویی[3]، سطح تماس پای میانی و سطح تماس پای جلویی هنگام استفاده از استرپ مشاهده نکردند (۳۶).

تحقیقات پیشین نشان داده است که در اغلب افراد (حدود ۷۵ درصد افراد) چرخش داخلی بیش از حد تیبیا منجر به ایجاد pronation اضافی در پا می‌شود (۱۱)، که یکی از علل اصلی درد -کشککی رانی نیز می‌باشد (۱). به همین علت می‌توان با کاهش میزان چرخش داخلی تیبیا از ایجاد درد -کشککی رانی جلوگیری نمود. یکی از نشانه‌های کاهش چرخش داخلی تیبیا کاهش میزان pronation در پا می‌باشد (۱۵-۱۱و۱). نتایج تحقیق حاضر نشان داد که COPx در فاز پروپالژن راه رفتن به میزان معناداری در وضعیت استفاده از بریس حمایت کننده کشککک، به سمت داخل (pronation) منحرف شده است. این یافته ها با آنچه انتظار می رفت همسو نبود. به عبارت دیگر، بریس مورد استفاده در این تحقیق سبب افزایش pronation مفصل ساب تالار در فاز پروپالژن شد که احتمال دارد بر خلاف انتظار نه تنها سبب کاهش چرخش داخلی تیبیا نشده بلکه تا حدودی میزان آن را نیز افزایش داده باشد. البته محققین این مطالعه معتقدند برای اثبات این موضوع نیاز به مطالعه حرکات استخوان تیبیا از طریق متغیرهای کینماتیکی وجود دارد که از محدودیت‌های این تحقیق به شمار می‌رود. البته شاید انجام تحقیقات بیشتر و بر روی نمونه‌های مبتلا به درد کشککی-رانی به نتایج متفاوتی برسد و به باز شدن موضوع کمک کند. هرچند این مطالعه به عنوان یک بررسی مقدماتی بوده و بیانگر استفاده بالینی از این بریس نیست ولی پایه‌ای برای مطالعات بعدی می تواند باشد. در پایان ذکر این نکته نیز ضروری است که هدف اولیه استفاده از بریس همانند سایر روش‌های درمانی نظیر تیپینگ، استقرار کشککک در مرکز ناودان بین کندیلی استخوان فمور و به عبارتی بهبود حرکت کشککک[4] است (۳۹و۳۸). بریس استفاده شده در این تحقیق، با دارا بودن پد حمایت کننده در قسمت خارجی از حرکت اضافی کشککک به سمت خارج جلوگیری می کند و بنابراین می تواند تاثیر درمانی خود و یا نقش پیشگیری کننده در افرادی که مستعد ابتلا به سندرم درد کشککی-رانی هستند را داشته باشد.

نتیجه گیری

نتایج این مطالعه اثر فوری بریس حمایت کننده کشککک را نشان داد که از طریق ایجاد تاخیر در زمان آغاز اوج فشار کف پایی می تواند در ایجاد پایداری دینامیکی مفصل زانو طی فاز استانس راه رفتن می تواند موثر باشد. نتایج پژوهش حاضر همچنین نشان داد که بریس حمایت‌کننده کشککک علی‌رغم ایجاد پایداری دینامیکی مفصل زانو طی فاز استانس راه‌رفتن، pronation مفصل ساب تالار را در فاز پروپالژن را افزایش داد. برای روشن تر شدن آثار بریسینگ بر متغیرهای فشار کف پایی طی راه رفتن، نیاز به انجام مطالعات بیشتری است.

1 - Rearfoot
2 - Midfoot
3 - Forefoot

4 - Patellar Tracking

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-08]

تشکر و قدردانی

این پژوهش بخشی از پایان نامه انجام شده است که در آزمایشگاه تحقیقاتی بیومکانیک اندام تحتانی دانشگاه بوعلی سینا انجام شده است. محققین مراتب تشکر و امتنان خویش را از مسئولین دانشگاه بوعلی سینا، کمک تکنیکی آقای حامد اسماعیلی در گردآوری اطلاعات و تمامی آزمودنی‌هایی که به طور داوطلبانه در اجرای این پژوهش یاری گر بودند، اعلام می نمایند.

Reference

1. Nyland JA, Ullery LR, Caborn D. Medial patellar taping changes the peak plantar force location and timing of female basketball players. Gait & Posture 2002; 15: 146–152.
2. Wilson T. The measurement of patellar alignment in patellofemoral pain syndrome: are we confusing assumptions with evidence? Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy 2007; 37: 330-341.
3. Song CH, Lin j, Jan M, Lin Y. The role of patellar alignment and tracking in vivo: The potential mechanism of patellofemoral pain syndrome. Physical Therapy in Sport 2011; 12: 140-147.
4. Sheehan FT, Borotikar BS, Behnam AJ, Alter KE. Alterations in vivo knee joint kinematics following a femoral nerve branch block of the vastus medialis: Implications for patellofemoral pain syndrom. Clincal Biomechanics 2012; 27 : 525-531.
5. Lin F, Wilson N, Makhsous M, Press J, Koh J, Nuber G and et al. In vivo patellar tracking induced by individual quadriceps components in individuals with patellofemoral pain. Journal of Biomechanics 2010; 43: 235–241.
6. Aminaka N, Pietrosimone BG, Armstrong C, Meszaros A, Gribble P. Patellofemoral pain syndrome alters neuromuscular control and kinetics during stair ambulation. Journal of Electromyography and Kinesiology 2011; 21: 645–651.
7. Clement DB, Taunton JE, Smart GW, McNicol KL. A survey of overuse running injuries. Physician and Sports Medicine 1981; 9: 47-58.
8. Barton CJ, Levinger P, Crossley KM, Webster KE, Menz HB. The relationship between rearfoot, tibial and hip kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome. Clincal Biomechanics 2012; 27:702-5.
9. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: A theoretical model. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy 1987; 9: 160-165.
10. Bellchamber TL, van den Bogert AJ. Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. Journal of Biomechanics 2000; 33: 1397-1403.
11. McClay I, Manal K. Coupling parameters in runners with normal and excessive pronation. Journal of Applied Biomechanics 1997; 13: 109-124.
12. Oatis C. Kinsiology: the mechanics and pathomechanics of human movement. 2nd ed. Lippincott Williams & Wilkins : Philadelphia, 2009: 756-759.
13. van den Bogert AJ, Smith GD, Nigg BM. In vivo determination of the anatomical axes of the ankle joint complex: an optimization approach. Journal of Biomechanics 1994; 27: 1477-1488.
14. Nigg BM, Cole G, Nachbauer W. Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. Journal of Biomechanics 1993; 26: 909-916.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-08]

15. Powers CM, Landel R, Sosick T, Kirby J, Mengel K, Cheney A and et al. The effects of patellar taping on stride characteristics and joint motion with patellofemoral pain. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy 1997; 26: 286–91.
16. Somes S, Worrell TW, Corey B, Ingersol CD. Effects of patellar taping on patellar position in the open and closed kinetic chain: a preliminary study. Journal of Sports Rehabilitation 1997;6:299–308.
17. McWalter EJ, Hunter DJ, Harvey WF, McCree P, Hirko KA, Felson DT, and et al. The effect of a patellar brace on three-dimensional patellar kinematics in patients with lateral patellofemoral osteoarthritis. Osteoarthritis and Cartilage 2011;19: 801-808.
18. Selfe J, Thewlis D, Hill S, Whitaker J, Sutton CH, Richards J. A clinical study of the biomechanics of step descent using different treatment modalities for patellofemoral pain. Gait & Posture 2011;34: 92–96.
19. Cho SH , Park JM, Kwon OY. Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. Clinical Biomechanics 2004; 19: 145–152.
20. Smith LK, Lelas JL, Kerrigan DC. Gender differences in pelvic motions and center of mass displacement during walking: stereotypes quantified. J Womens Health Gend Based Med 2002;11:453-8.
21. Chiu MC, Wang MJ. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. Gait & Posture 2007; 25: 385–392.
22. Firth J, Turner D, Smith W, Woodburn J, Helliwell P. The validity and reliability of pressure stat for measuring plantar foot pressures in patients with rheumatoid arthritis. Clinical Biomechanics 2007; 22:603-606.
23. Know OY, Mueller MJ. Walking patterns used to reduce forefoot plantar pressure in people with diabetic neuropathies.Physical Therapy 2001; 81: 828–835.
24. Tallay A, Kynsburg A, Toth S, Szendi P, Pavlik A, Balogh E, and et al. Prevalence of patellofemoral pain syndrome. Evaluation of the role of biomechanical malalignments and the role of sport activity. Orv Hetil 2004;145:2093-101.
25. Keijsers NLW, Stolwijk NM, Nienhuis B, Duysens J. A new method to normalize plantar pressure measurements for foot size and foot progression angle. Journal of Biomechanics 2009; 42: 87–90.
26. Gregoire L, Veeger HE, Huijing PA, Ingen Schenau GJ van. The role of mono- and bi-articular muscles in explosive movements. International Journal of Sports Medicine 1984; 5: 301–5.
27. Cleland J. On the actions of muscles passing over more than one joint. Journal of Anatatomy & Physiology 1867; 1: 85–93.
28. Morag E, Cavanagh PR. Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. Journal of Biomechanics 1999; 32: 359–70.
29. Nyland JA, Caborn DN, Shapiro R, Johnson DL. Fatigue after eccentric quadriceps femoris work produces earlier gastrocnemius and delayed quadriceps femoris activation during crossover cutting among normal athletic women. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 1997; 5:162–7.
30. Perttunen J. Foot loading in normal and pathological walking]. Thesis, Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Finland 2002.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-08]

31. Burnfield J, Few C, Mohamed O, Perry J. The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. Clinical Biomechanics 2004; 19: 78–84.
32. Drerup B, Kolling C, Koller A, Wetz HH. Reduction in plantar peak pressure by limiting stride length in diabetic patients. Orthopade 2004; 33: 1013–9.
33. Ledoux WR, Hillstrom HJ. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. Gait & Posture 2002; 15:1–9.
34. Fernando DJ, Masson EA, Veves A, Boulton AJ. Relationship of limited joint mobility to abnormal foot pressures and diabetic foot ulceration. Diabetes Care 1991; 14:8–11.
35. Rodgers MM, Cavanagh PR. Pressure distribution in Morton's foot structure. Med Sci Sports Exerc 1989; 21: 23–8.
36. Bek N, Kinikli G, Callaghan M, Atayc O. Foot biomechanics and initial effects of infrapatellar strap on gait parameters in patients with unilateral patellofemoral pain syndrome. The Foot 2011; 21; 114– 118.
37. McConnell J. The physical therapist's approach to patellofemoral disorders. Clin Sports Med 2002; 21: 363-87.
38. Mostamand J.Physical therapies for subjects with patellofemoral pain syndrome: A review study. Journal of Research in Rehabilitation Sciences 2012; 7: 588-598. (In Persian)

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-08]