

بررسی الگوی جریان توان محوری درشتنی در زنان با و بدون سندروم درد کشککی رانی طی فاز اتکای دویدن

فاطمه سالاری اسکر^۱، منصور اسلامی^۲، سید اسماعیل حسینی نژاد^۳

چکیده

مقدمه: توان و نحوه جریان آن، ابزاری مناسب در ارزیابی اختلالات و شناسایی استراتژی‌های حرکتی اندام تحتانی می‌باشد. الگوی جریان توان محوری درشتنی می‌تواند در تعیین رابطه علت و معلولی بین چرخش داخلی درشتنی و پرونیشن پا بعنوان عامل ایجاد سندروم درد کشککی رانی، طی دویدن مورد استفاده قرار گیرد. هدف پژوهش حاضر بررسی الگوی جریان توان محوری درشتنی در زنان سالم و مبتلا به سندروم درد کشککی رانی طی فاز اتکای دویدن بود.

مواد و روش‌ها: داده‌های سینماتیک و سینتیک سه‌بعدی ۱۰ زن سالم و ۲۲ فرد مبتلا به سندروم درد کشککی رانی ثبت شد. میانگین توان حول محور ورتیکال درشتنی در ۴۰ درصد ابتدایی و سه زیرمرحله پاسخ بارگیری، میانی و پیشروی فاز اتکای دویدن بمنظور مقایسه آماری مورد استفاده قرار گرفت. مقایسه بین دو گروه با استفاده از آزمون آماری تی‌تست مستقل و آزمون خی‌دو انجام شد ($P \leq 0/05$).

یافته‌ها: نتایج نشان داد، در طی ۴۰٪ ابتدایی فاز اتکای دویدن پا برهنه، ۶۰٪ از آزمودنی‌های سالم جریان توان منفی و بقیه افراد جریان توان مثبت را نشان دادند. علاوه بر این، در زنان دارای سندروم درد کشککی رانی ۶۸٪ الگوی جریان توان منفی و ۳۲٪ جریان توان مثبت را نشان دادند. طی مرحله میانی فاز اتکا گروه دارای سندروم درد کشککی رانی به طور معنی‌داری میانگین توان محوری درشتنی بالاتری را در مقایسه با گروه سالم دارا بودند ($P = ۰/۰۴$).

نتیجه‌گیری: بر اساس نتایج پژوهش، به نظر می‌رسد احتمال موفقیت درمان سندرم درد کشککی رانی با استفاده از ارتوزهای کنترل پرونیشن اندک خواهد بود. بنابراین، اتکا به مداخلات بازتوانی مربوط به بخش‌های پروکسیمال زانو منجر به دستیابی به نتایج بهتر می‌شود.

واژگان کلیدی: درد کشککی رانی، دویدن، جریان توان، پرونیشن بیش‌ازحد، تیلت قدامی لگن

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران.

۲. دانشیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران. نویسنده مسئول. ایمیل: mseslami@gmail.com

۳. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران.

مقدمه

درد ناحیه پشت کشکک به عنوان سندروم درد کشککی‌رانی^۱ (PFPS) شناخته می‌شود، که دردی رایج در افراد جوان و ورزشکاران می‌باشد (۱). در پژوهش نجاتی و همکاران در سال ۲۰۱۱ نشان داده شد که در مقایسه با قاره اروپا، استرالیا و آمریکا که شیوع ۲۵ درصدی درد کشککی‌رانی را گزارش کردند، سندروم درد کشککی‌رانی ۱۶/۷۴ درصد از آسیب‌های زنان ورزشکار ایرانی را شامل می‌شود (۲). احتمال ابتلا زنان جوان به درد کشککی‌رانی در مقایسه با همسالان مرد دو برابر بیشتر می‌باشد (۳). با وجود شیوع بالا و مشکلات ناشی از ابتلا به سندروم درد کشککی‌رانی که پیش روی روند درمان این افراد وجود دارد، علت دقیق این شرایط هنوز بعنوان موضوعی مورد بحث پژوهشگران است.

انرژی مکانیکی تنها متغیری است که اطلاعاتی مربوط به جرم، گشتاور اینرسی، سرعت خطی و زاویه‌ای، نیروها و گشتاور را دارا می‌باشد (۴)، به همین دلیل تحلیل انرژی مکانیکی و جریان توان شیوه جامعی جهت تحلیل بیومکانیکی حرکات می‌باشد. روش‌های انرژی مکانیکی از قبیل بررسی جریان توان قادر به آنالیز تعاملات بین سگمنت‌ها و عضلات بدن در طی راه رفتن و دویدن بوده و اغلب بعنوان منبع اختلالات اندام تحتانی در افراد شناخته می‌شوند (۵).

پژوهش‌های بسیاری استراتژی‌ها و ناهنجاری‌های حرکتی را با استفاده از جریان توان بررسی نموده‌اند. در تحقیق انجام شده توسط نوک و همکاران (۲۰۱۵) نشان داده شد که جذب، تولید و انتقال انرژی در افراد دچار همی‌پارزی (سکته مغزی ناقص) کمتر از افراد سالم است (۶). در مقایسه بین گروه سالم و بیماران دچار درد ناحیه پایین کمر از نظر بررسی جریان انرژی در مفاصل کمری-خاجی و مفاصل اندام تحتانی در طی ایستادن از وضعیت نشسته نشان داده شده است که درد ناحیه پایین کمر سبب تغییر جریان توان پاسیو در سگمنت‌های لگن و اندام تحتانی شده و کار انجام شده بوسیله‌ی این سگمنت‌ها را افزایش می‌دهد (۷). بلچمبر و همکاران (۲۰۰۰) با استفاده از متغیر توان سگمنت ساق حول محور ورتیکال به بررسی منبع تولید انرژی در چرخش ساق پرداختند و پیشنهاد کردند که افراد سالم دارای الگوی جریان انرژی متفاوتی هستند بنابراین می‌توانند پاسخ متفاوتی نسبت به استفاده از ابزارهای ارتوتیکی داشته باشند (۸). پژوهش وینرت-اپلین (۲۰۱۸) نیز به بررسی جریان انرژی در افراد دچار قطع عضو زیر زانو در طی راه رفتن پرداخته و از شاخص جریان انرژی برای نشان دادن جهت تبادل توان بین سگمنت‌های پروتز، استفاده کرده است، نتایج این پژوهش نشان داد که جهت الگوی جریان انرژی در پای سالم دارای منبع پروکسیمال و در پای دارای پروتز از ناحیه دیستال به پروکسیمال بوده است (۹). آنالیز جریان انرژی بین سگمنتی از نظر تولید، جذب یا انتقال توان از طریق عضلات فعال بمنظور شناسایی الگوهای جبرانی حرکت در سالمندان نیز مورد بررسی قرار گرفته است (۱۰). آنالیز مشابه روی افراد دچار سندروم درد کشککی‌رانی نیز می‌تواند در تعیین ماهیت و منبع ناکارآمدی‌های بیومکانیکی مشاهده‌شده در اندام تحتانی این افراد، اطلاعات مفیدی را فراهم کند.

پیشنهاد شده است که برخی آسیب‌های ناحیه زانو مانند سندروم درد کشککی‌رانی، بوسیله‌ی پرونیشن و چرخش داخلی بیش‌از حد درشت‌نی و تغییرات زمانبندی حرکات از قبیل پرونیشن طولانی‌تر یا تاخیر در چرخش خارجی درشت‌نی ایجاد می‌شود (۱۱). از آنجایی که چرخش خارجی درشت‌نی با اکستنشن زانو در ارتباط است، چرخش داخلی بیش از حد درشت‌نی طی فاز اتکای راه رفتن یا دویدن ممکن است حرکت طبیعی چرخش خارجی درشت‌نی را زمانی که زانو در حال بازشدن است به تاخیر بیندازد. این امر سبب افزایش استرس‌های پیچشی در مفصل زانو یا

استخوان درشتنی شده در نهایت سبب ایجاد آسیب‌های ناحیه زانو می‌شود (۸). در سوی دیگر این زنجیره حرکتی ساختارهای بخش پروکسیمال مفصل زانو وجود دارند که در طی چند سال اخیر توجه زیادی بر نقش این ساختارها در عملکرد بیومکانیکی و توسعه آسیب‌های اندام تحتانی شده است (۱۴-۱۲). شواهد زیادی وجود دارد که نشان می‌دهد قدرت عضلات مجموعه لگن-ران (عضلات ناحیه مرکزی بدن) در کنترل ادکشن ران، چرخش داخلی ران و به صورت بالقوه در حرکات سگمنت‌های دیستال‌تر اهمیت دارد (۱۲، ۱۵، ۱۶). بعلاوه نقص عملکرد عضلات ناحیه مرکزی بدن در توسعه آسیب‌های اندام تحتانی که بیشتر آن‌ها با پرونیشن بیش از حد پا (۱۲، ۱۵، ۱۷) در ارتباط هستند، اثبات شده است. در نتیجه، بررسی پتانسیل ناپایداری ناحیه کمری-لگنی در ایجاد پاتومکانیک اندام تحتانی توسط محققین در حال افزایش است. با توجه به موارد ذکر شده در این پاراگراف مبنی بر علت‌شناسی سندروم درد کشککی‌رانی، برای درک بیشتر مکانیزم ایجاد آسیب، تعیین منبع ایجاد چرخش درشتنی با رویکرد بررسی عوامل توالی حرکت اهمیت دارد. یکی از مناسب‌ترین شاخص‌ها در تعیین و شناسایی مکانیسم‌ها و استراتژی‌های حرکتی انرژی و نحوه‌ی جریان آن می‌باشد (۱۸).

با در نظر گرفتن ارتباط بین منبع انرژی در چرخش داخلی درشتنی و سندروم درد کشککی‌رانی و همچنین عدم وجود پژوهش‌های مرتبط با تعیین الگوی جریان انرژی در افراد مبتلا به این سندروم، هدف مطالعه حاضر بررسی الگوی جریان توان در افراد مبتلا سندروم درد کشککی‌رانی و مقایسه این الگو با افراد سالم است.

موارد و روش‌ها

آزمودنی‌ها

حجم نمونه آماری مورد نیاز با استفاده از نرم‌افزار G*power تعیین شد. این نرم‌افزار نشان داد که جهت دستیابی به اندازه اثری برابر ۰/۹ در سطح معناداری ۰/۰۵ و با میزان توان آماری برابر ۰/۸ و نسبت بین دو گروه دو به یک، نیاز به حداقل ۲۲ آزمودنی در گروه PFPS و ۱۲ آزمودنی در گروه سالم می‌باشد (۱۹). داده‌های دو نفر از افراد سالم بدلیل محتوای نویزی از روند محاسبات حذف شدند. بنابراین، نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۲۲ زن دارای درد کشککی‌رانی (میانگین سنی: ۲۴/۹±۲/۹ سال، قد: ۱۶۶/۹±۷/۳ سانتیمتر، جرم: ۵۹/۱±۶/۴ کیلوگرم) و ۱۰ نفر زن سالم (میانگین سنی: ۲۵/۰±۱/۲ سال، قد: ۱۶۴/۹±۶/۱ سانتیمتر، جرم: ۶۰/۵±۵/۸ کیلوگرم) بودند که به شیوه در دسترس انتخاب شدند. آزمودنی‌ها دارای درد پشت کشکک در حداقل یکی از چند فعالیت زیر بودند: بالا یا پایین رفتن از پله، اسکات، دویدن و یا پریدن (۲۰). آزمودنی‌ها حداقل دوماه سابقه درد را داشته و سطح درد روز آزمون آن‌ها در مقیاس ۱۰ سانتی‌متری بینایی درد، حداقل ۳ سانتیمتر بود (۲۱). آزمودنی‌ها سابقه جراحی، سایر آسیب‌های اندام تحتانی و تنه و سابقه استفاده از نواربندی، ارتز و یا تمرین را نداشتند. قبل از اجرای کوشش‌های دویدن، رضایت آزمودنی‌ها مبنی بر شرکت در آزمون به وسیله رضایت‌نامه کتبی اعلام شد.

ابزار و روش اجرا

نیروهای عکس‌العمل زمین در سه بعد با سرعت نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز بوسیله‌ی یک دستگاه صفحه نیروسنج (Kistler, Winterthur, Switzerland, 60*40 cm, 1000Hz) ثبت شد. داده‌های سینماتیکی با استفاده از ۶ دوربین (00X9-JVC; ۲۰۰ Hz) که در سمت راست صفحه‌ی نیروسنج در یک کمان ۱۶۰ درجه قرار گرفته بودند، جمع‌آوری شدند. داده‌های سینماتیک سه بعدی با استفاده از روش انتقال خطی مستقیم^۱ (DLT) در نرم‌افزار

SIMI motion ثبت شدند. کالیبره سیستم با استفاده از یک مکعب کالیبراسیون ۱۲ نقطه‌ای انجام شد. جهت ثبت داده‌های سینماتیکی، مارکرهای منعکس‌کننده نور در وضعیت استاتیک بر روی لندمارک‌های زیر قرار گرفتند: کندیل داخلی و خارجی زانو، قوزک داخلی و خارجی، مرکز پاشنه و انتهای دیستال استخوان کف پای دوم و پنجم. مارکرهای ترکینگ بر روی مرکز پاشنه، انتهای دیستال استخوان‌های کف پای دوم و پنجم، و یک کلاستر بر روی ساق که روی آن چهار مارکر قرار داشت، در سمت راست بدن قرار گرفتند. در ادامه ابتدا کوشش استاتیک در حالی که فرد برای یک ثانیه در وضعیت آناتومیک قرار داشت ثبت شد. سپس مارکرهای استاتیک برداشته و کوشش‌های دویدن اجرا شد. طرح اجرای پژوهش بدین صورت بود که پس از ۵ دقیقه گرم کردن و آشنا شدن فرد با سرعت مدنظر و همچنین محل برخورد پا، سه کوشش صحیح دویدن با سرعت کنترل شده و پای برهنه ثبت و برای پردازش داده‌ها مورد استفاده قرار گرفت.

پردازش داده‌ها

داده‌های سینماتیک و سینتیک سه بعدی توسط فیلتر باترورث سطح ۴ و با فرکانس برشی ۱۰ هرتز و ۲۰ هرتز به ترتیب هموار شدند. ماتریس‌های چرخش مفاصل بر طبق توالی کاردان (X, Y, Z) مورد محاسبه قرار گرفت (۴). از جدول آنتروپومتریکی جهت محاسبه مقادیر گشتاور اینرسی (۲۲) و از معادلات دینامیک معکوس نیوتن-اولر^۲ جهت محاسبه مقادیر گشتاور عضلانی استفاده شد (۴). به منظور محاسبه توان عضلانی در هر لحظه از داده‌های گشتاور عضلانی و سرعت زاویه‌ای در ۱۰۰ فریم حرکتی نرمالیز شده مربوط با فاز اتکای دویدن استفاده شد (معادله ۱). مقادیر گشتاور براساس نسبتی از جرم بدن همسان‌سازی شد. همه‌ی محاسبات در محیط نرم‌افزار MATLAB انجام شد.

معادله ۱) محاسبه توان حول محور ورتیکال ساق

$$power = M_z \cdot \omega_z$$

بمنظور بررسی الگوی جریان توان از علامت توان محاسبه‌شده در معادله ذکر شده استفاده شد، بدین صورت که توان مثبت نشان دهنده جریان توان از پا به ساق و بنابراین منبع دیستال برای چرخش محوری درشت‌نی است (۸). فاز اتکای دویدن پس از نرمالیز کردن به ۱۰۰ نقطه به سه زیرمرحله پاسخ‌بارگیری (۱۵-۰٪)، مرحله میانی فاز اتکا (۵۰-۱۵٪) و مرحله پیشروی (۱۰۰-۵۰٪) تقسیم شد (۲۳). در ۴۰ درصد ابتدایی فاز اتکای دویدن تغییرات بین فردی زیاد بود و از طرفی پرونیشن پا که با چرخش داخلی ساق جفت می‌شود، حداکثر تا ۳۵-۴۵ درصد ابتدایی فاز اتکا اتفاق می‌افتد (۲۴)، میانگین توان در این بخش نیز بمنظور مقایسه‌های آماری و دسته بندی افراد از نظر الگوی جریان انرژی مورد استفاده قرار گرفت.

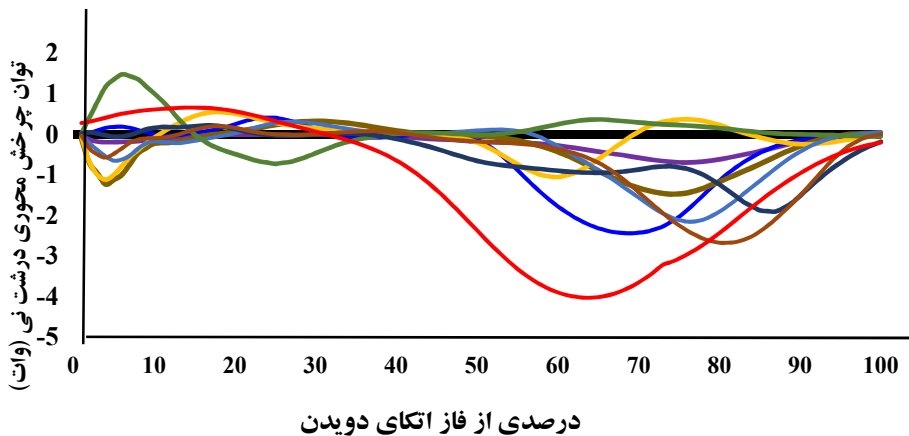
تحلیل آماری

برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شپرو-ویلک^۳ و جهت تحلیل آماری نتایج از آزمون تی مستقل در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. آزمون تی دو به منظور مقایسه فروانی افراد دارای جریان انرژی دیستال و پروکسیمال در ۴۰ درصد ابتدایی فاز اتکا مورد استفاده قرار گرفت. به منظور توصیف واضح‌تر نتایج پژوهش الگوی جریان انرژی ساق حول محور ورتیکال در مراحل مختلف فاز اتکای دویدن در دو گروه کنترل و بیمار مبتلا به

سندروم درد ککشی رانی با استفاده از روش آمار توصیفی تفسیر شده است. تحلیل‌های آماری در محیط نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۳ انجام گردید.

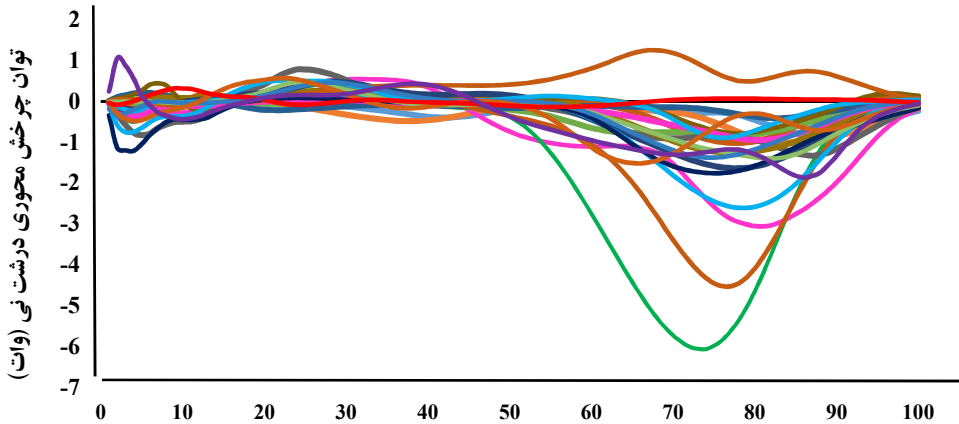
یافته‌ها

منحنی توان برای چرخش محوری درشتنی در گروه سالم در نمودار ۱ نشان داده شده است، الگوی جریان توان تقریباً در ۲۰ درصد ابتدایی فاز اتکای دوییدن اختلافات فردی بیشتری را نشان داد. ۸۰ درصد آزمودنی‌ها در انتهای فاز اتکای دوییدن جریان توان منفی بزرگی را نشان دادند که نشان دهنده این است که چرخش خارجی درشتنی در این زمان بوسیله‌ی منبع پروکسیمال کنترل می‌شود. میانگین مقادیر جریان توان در ۴۰ درصد ابتدایی فاز اتکای دوییدن در زنان سالم نشان داد که ۶ نفر از آزمودنی‌ها (۶۰ درصد) الگوی جریان توان منفی و ۴ نفر (۴۰ درصد) جریان توان مثبت را نشان دادند، نتایج تست آماری خی دو نشان داد که این تفاوت فراوانی از نظر آماری معنی‌دار نیست ($P=0/52$).



نمودار ۱) الگوی جریان توان ساق حول محور ورتیکال در زنان سالم

بررسی الگوی جریان توان حول محور ورتیکال ساق در گروه بیماران مبتلا به PFPS (نمودار ۲) نشان داد که مقادیر مثبت جریان توان در ابتدای فاز اتکای دوییدن بیشتر از سایر مراحل اتفاق افتاده است. مشابه با الگوی مربوط به افراد سالم، ۳۰ درصد انتهای فاز اتکا، جریان توان منفی اتفاق افتاده است. بر طبق جهت الگوی جریان توان در ۴۰ درصد ابتدایی فاز اتکای دوییدن، ۶۸ درصد از افراد مبتلا به PFPS الگوی جریان توان پروکسیمال به دیستال و ۳۲ درصد منبع انرژی دیستال را برای چرخش داخلی درشتنی نشان دادند. بررسی‌های آماری نشان داد اختلاف فراوانی گروهی که جریان توان مثبت را نشان دادند با گروهی که الگوی جریان توان منفی را نشان دادند از نظر آماری معنی‌دار نبود ($P=0/08$).



درصدی از فاز اتکای دویدن

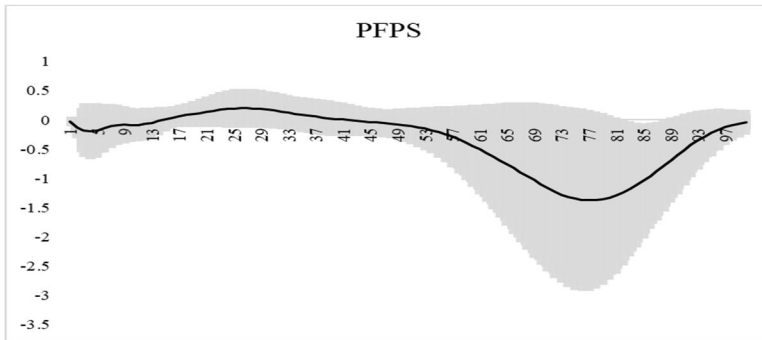
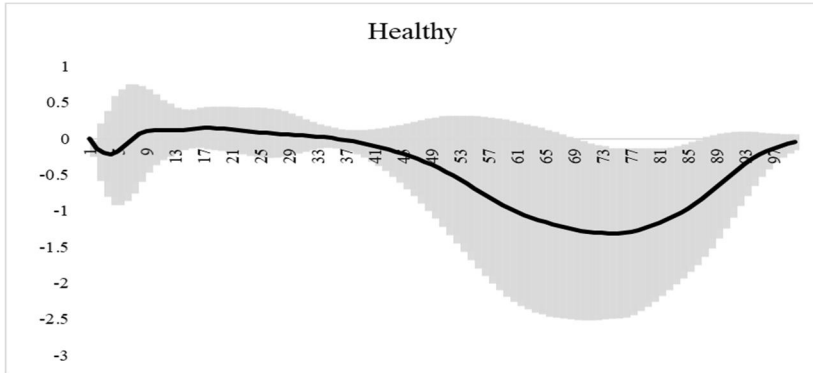
نمودار ۲) الگوی جریان توان ساق حول محور ورتیکال در زنان مبتلا به PFPS

نمودار شماره ۳ نشان‌دهنده مقایسه الگوی جریان انرژی در افراد سالم و بیماران مبتلا به PFPS است. الگوی کلی نمودار بین افراد سالم و بیمار مشابه بود و مقایسه میانگین توان محوری ساق در دو گروه در ۴۰ درصد ابتدایی فاز اتکای دویدن اختلاف معنی‌داری را نشان نداد ($P=0/23$) (جدول ۱). نتایج مربوط به میانگین توان محوری ساق در مرحله میانی فاز اتکا در گروه سالم نسبت به افراد مبتلا به PFPS کمتر بود و این اختلاف از لحاظ آماری معنی‌دار بود ($P=0/047$). مقایسه زمان رسیدن به اوج منفی نمودار توان نشان داد که افراد مبتلا به PFPS با تاخیر زمانی به اوج منفی نمودار می‌رسند ($P=0/02$) (نمودار ۴).

جدول ۱) مقادیر مربوط به مقایسه میانگین جریان توان محوری درشت‌نی در طی مراحل مختلف فاز اتکای دویدن در دو گروه سالم و بیماران مبتلا به PFPS (برحسب وات)

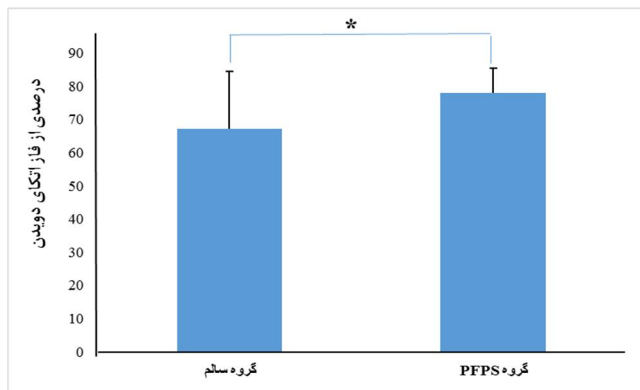
P	t	افراد مبتلا به PFPS	افراد سالم	مراحل مختلف فاز اتکای دویدن
۰/۴۴	۰/۸۰	-۰/۰۹±۰/۱۹	۰/۱۲±۰/۴۰	مرحله پاسخ‌بارگیری
۰/۰۴	-۲/۰۶	۰/۰۸±۰/۱۳	-۰/۰۳±۰/۱۶	مرحله میانی
۰/۵۵	-۰/۶۰	-۰/۷۱±۰/۷۱	-۰/۸۷±۰/۷۰	مرحله پیشروی
۰/۲۳	-۱/۲۲	۰/۰۳±۰/۹۶	-۰/۰۶±۰/۳۷	۴۰ درصد ابتدایی فاز اتکا

*سطح معناداری $P \leq 0/05$



درصدی از فاز اتکای دویدن

نمودار ۳) مقایسه الگوی جریان توان در زنان سالم و بیماران مبتلا به PFPS



نمودار ۴) مقایسه زمان رسیدن به اوج منفی توان محوری ساق در زنان سالم و بیماران مبتلا

به PFPS، * سطح معناداری $P \leq 0.05$

بحث و نتیجه‌گیری

هدف مطالعه حاضر بررسی الگوی جریان انرژی در افراد مبتلا به سندروم درد کشککی رانی و مقایسه این الگو با افراد سالم بود. سرعت زاویه‌ای و گشتاور نیرو حول محور ورتیکال ساق بمنظور کمی کردن جریان انرژی محاسبه شد. کنترل پروکسیمال بوسيله سرعت زاویه‌ای در جهت خلاف گشتاور نیرو و کنترل دیستال بوسيله سرعت زاویه‌ای در جهت گشتاور نیرو نشان داده شد.

در نمودارهای مربوط به الگوی جریان انرژی در افراد سالم و بیمار (نمودار ۱ و ۲) به طور تقریبی در ۵۰ درصد ابتدایی فاز اتکای دوییدن مقادیر جریان توان کم بود که نشان‌دهنده مقادیر کم مربوط به گشتاور نیرو است، در این مرحله الگوی نمودار از مثبت به منفی تغییر کرده‌است که نشان‌دهنده نقش واضح منبع پروکسیمال جریان توان است. در طی کل فاز اتکای دوییدن هیچ زمانی مقادیر جریان توان به اندازه کافی بزرگ نبود که بیان‌کننده نقش پا در چرخش درشت‌نی باشد. این یافته‌ها پیشنهاد می‌کند که استفاده از ارتزهایی از قبیل کفی و گوه‌های توکفشی و کفش جهت اصلاح پرونیشن پا بعنوان مداخلات درمانی برای سندروم درد کشککی رانی، طی راه رفتن یا دوییدن ممکن است سبب افزایش فشار در مفصل زانو در طی چرخش درشت‌نی، با ایجاد گشتاوری که مخالف حرکت ایجاد شده بوسيله سگمنت‌های پروکسیمال است، شود. موفقیت کلینیکی استفاده از ارتزها ممکن است ناشی از توزیع نیروها در مفصل زانو یا تاثیر بر متغیرهای سینتیکی دیگر، نسبت به اثر بر چرخش درشت‌نی باشد (۲۷-۲۵).

مقادیر کم جریان توان در ۳۰ درصد ابتدایی فاز اتکای دوییدن (نمودار ۱ و ۲) نشان‌دهنده اینست که گشتاور نیروی عکس‌العمل زمین نقش یا مخالفی در برابر چرخش درشت‌نی نداشته است. دوره زمانی کوتاهی در ۴۰ درصد ابتدایی فاز اتکا وجود دارد که تعدادی از آزمودنی‌ها الگوی جریان توان مثبت را نشان دادند و تفاوت‌های بین فردی در این مرحله بیشتر از سایر مراحل است. با مقایسه نمودار مربوط به میانگین الگوی جریان توان و زمان رسیدن به اوج توان محوری ساق در دو گروه سالم و افراد مبتلا PFPS (نمودارهای ۳ و ۴) مشاهده شد که افراد مبتلا به PFPS با تاخیر زمانی نسبت به افراد سالم به اوج منفی نمودار می‌رسند، در واقع می‌توان گفت که در افراد سالم، کنترل پروکسیمال سریع‌تر روی چرخش خارجی درشت‌نی اتفاق می‌افتد. این یافته با نتایج تحقیقات پیشین که گزارش کردند که در افراد مبتلا به PFPS چرخش خارجی ساق دچار تاخیر می‌شود، قابل توجیه است (۲۸). از طرفی افراد سالم اوج منفی طولانی‌تری را در توان محوری درشت‌نی نسبت به بیماران داشتند (نمودار ۳)، یکی از دلایل احتمالی، کارآمدی عضلات این افراد در حفظ توان در طی مرحله پیشروی و از سوی دیگر نشان‌دهنده این است که نقش کنترل پروکسیمال در چرخش درشت‌نی مدت زمان بیشتری را به خود اختصاص داده است (۸).

در بررسی جهت الگوی نمودار جریان توان در ۴۰ درصد ابتدایی فاز اتکای دوییدن به ترتیب ۶۰ و ۶۸ درصد از گروه سالم و بیماران مبتلا به PFPS الگوی جریان توان پروکسیمال به دیستال داشتند، بر این اساس در این افراد ممکن است چرخش داخلی درشت‌نی بوسيله تغییرات ساختارهای بخش پروکسیمال از قبیل چرخش داخلی ران و تیلت قدامی لگن ایجاد شده باشد، در باقیمانده افراد هر گروه احتمالاً تغییرات بخش دیستال مانند پرونیشن بیش از حد یا باعث افزایش چرخش داخلی درشت‌نی شده است. در تحقیقی که توسط بلچمبر و همکاران در سال ۲۰۰۰ انجام شد نشان داده شده که در طی دوییدن در افراد سالم دوره زمانی کوتاهی در ابتدای فاز اتکای دوییدن وجود دارد که الگوی جریان توان جهت مثبت داشت، که با نتایج پژوهش حاضر همسو است (۸).

اخیرا کفش‌های ورزشی زیادی با برندهای مختلف به منظور پیشگیری و درمان آسیب‌های اندام تحتانی طراحی شده است که سازندگان این کفش‌ها پوسچر ویژه‌ی پای افراد را هم در نظر گرفته‌اند. با وجود پیشرفت‌های زیاد در صنعت تولید کفش‌های ورزشی و ارتزهای درمانی و از سوی دیگر تحمیل هزینه‌ی زیاد بر مصرف‌کنندگان، اثر بخشی کفش‌ها بر بهبود سندروم درد کشکی رانی دارای تناقض است. برای مثال برخی از تحقیقاتی که به بررسی اثر پوشش‌های پا بر سینماتیک مفصل زانو در صفحه عرضی پرداخته‌اند، اثر قابل توجهی را از نظر آماری بر بهبود نشانه‌های مرتبط با آسیب نشان نداده‌اند (۲۹-۳۱). از سوی دیگر، آنالیز سیکل دویدن نشان داده است که اوج اورژن پای عقب در طی مرحله پاسخ بارگیری اتفاق می‌افتد، بنابر نظریه مربوط به هماهنگی بین دو سگمنت پا و ساق در طی دویدن انتظار می‌رود که زمانیکه پا به اوج اورژن خود می‌رسد، حداکثر چرخش داخلی در ساق هم اتفاق افتد. اما نتایج تحقیق هوتچیسون و همکاران (۲۰۱۵) نشان داد که اوج چرخش داخلی ساق در انتهای فاز اتکای دویدن (۵۰ درصد انتهای) رخ داده است. بر طبق این یافته، سوالات مبنی بر تئوری اثرگذاری پوشش‌های پا جهت درمان پاتومکانیک زانو بر اساس نظریه زنجیره حرکتی اندام تحتانی به تنهایی، افزایش پیدا می‌کند (۲۶). این احتمال وجود دارد که تکیه کردن بر متغیرهای سینماتیکی از قبیل پرونیشن پا یا تیلت قدامی لگن به تنهایی نمی‌تواند تعیین‌کننده روش درمانی برای هر فرد باشد. علاوه بر این، با فرض ارائه روش درمانی مناسب پاسخ‌های افراد نسبت به این ابزارها و روش درمانی متفاوت است. بر اساس نتایج تحقیق حاضر پیشنهاد می‌شود که با تعیین جهت الگوی جریان توان در طی فعالیت‌های ورزشی می‌توان به هر یک از ورزشکاران کفش‌های ورزشی و برنامه تمرینات تقویتی و کششی مناسب جهت پیشگیری از ایجاد آسیب‌های مزمن زانو و در مورد بیماران هم روش درمانی مناسب را به صورت اختصاصی تجویز کرد.

نتیجه‌گیری کلی: نتایج تحقیق حاضر نشان داد در ۶۸ درصد زنان دچار سندروم درد کشکی رانی الگوی جریان توان منفی بوده و ساختارهای بخش پروکسیمال کنترل‌کننده چرخش درشتنی بودند، ۳۲ درصد باقیمانده جریان توان مثبت را نشان دادند. به نظر می‌رسد احتمال موفقیت درمان سندرم درد کشکی رانی با استفاده از ارتوزهای کنترل پرونیشن اندک خواهد بود و بهتر است برای درمان این افراد بیشتر به مداخلات بخش‌های پروکسیمال زانو اتکا نمود. به علاوه جریان توان بعنوان یکی از متغیرهای اصلی در تعیین مداخلات درمانی در سندرم درد کشکی رانی باید مورد توجه قرار گیرد.

References:

1. Heintjes E, Berger M, Bierma-Zeinstra S, Bernsen R, Verhaar J, Koes BW. Exercise therapy for patellofemoral pain syndrome. *Cochrane Database Syst Rev.* 2003;4(4).
2. Nejati P, Forogh B, Moeineddin R, Baradaran HR, Nejati M. Patellofemoral pain syndrome in Iranian female athletes. *Acta Medica Iranica.* 2011;49(3):169.
3. Robinson RL, Nee RJ. Analysis of hip strength in females seeking physical therapy treatment for unilateral patellofemoral pain syndrome. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy.* 2007;37(5):232-8.
4. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement.* John Wiley & Sons; 2009.
5. Beissner KL, Collins JE, Holmes H. Muscle force and range of motion as predictors of function in older adults. *Physical Therapy.* 2000;80(6):556-63.
6. Novak AC, Li Q, Yang S, Brouwer B. Energy flow analysis of the lower extremity during gait in persons with chronic stroke. *Gait & posture.* 2015;41(2):580-5.

7. Shum GL, Crosbie J, Lee RY. Energy transfer across the lumbosacral and lower-extremity joints in patients with low back pain during sit-to-stand. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2009;90(1):127-35.
8. Bellchamber T, van den Bogert AJ. Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. *Journal of biomechanics*. 2000;33(11):1397-403.
9. Weinert-Aplin R, Howard D, Twiste M, Jarvis H, Bennett A, Baker R. Energy flow analysis of amputee walking shows a proximally-directed transfer of energy in intact limbs, compared to a distally-directed transfer in prosthetic limbs at push-off. *Medical engineering & physics*. 2017;39:73-82.
10. Novak AC, Li Q, Yang S, Brouwer B. Mechanical energy transfers across lower limb segments during stair ascent and descent in young and healthy older adults. *Gait & posture*. 2011;34(3):384-90.
11. Luz BC, dos Santos AF, de Souza MC, de Oliveira Sato T, Nawoczenski DA, Serrão FV. Relationship between rearfoot, tibia and femur kinematics in runners with and without patellofemoral pain. *Gait & posture*. 2018;61:416-22.
12. Anderson G, Herrington L. A comparison of eccentric isokinetic torque production and velocity of knee flexion angle during step down in patellofemoral pain syndrome patients and unaffected subjects. *Clinical Biomechanics*. 2003;18(6):500-4.
13. Willson JD, Ireland ML, Davis I. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Medicine and science in sports and exercise*. 2006;38(5):945-52.
14. Chuter VH, de Jonge XAJ. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. *Gait & posture*. 2012;36(1):7-15.
15. Fredericson M, Cookingham CL, Chaudhari AM, Dowdell BC, Oestreicher N, Sahrman SA. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2000;10(3):169-75.
16. Nadler SF, Malanga GA, DePrince M, Stitik TP, Feinberg JH. The relationship between lower extremity injury, low back pain, and hip muscle strength in male and female collegiate athletes. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2000;10(2):89-97.
17. Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis IS. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2008;38(8):448-56.
18. Guo L-Y, Su F-C, Wu H-W, An K-N. Mechanical energy and power flow of the upper extremity in manual wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics*. 2003;18(2):106-14.
19. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior research methods*. 2007;39(2):175-91.
20. Briani RV, de Oliveira Silva D, Pazzinatto MF, de Albuquerque CE, Ferrari D, Aragão FA, et al. Comparison of frequency and time domain electromyography parameters in women with patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics*. 2015;30(3):302-7.
21. Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2008;38(1):12-8.
22. De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*. 1996;29(9):1223-30.
23. Burnfield M. Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2010;9(2):353.
24. Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement*: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.

25. Mündermann A, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clinical Biomechanics*. 2003;18(3):254-62.
26. Hutchison L, Scharfbillig R, Uden H, Bishop C. The effect of footwear and foot orthoses on transverse plane knee motion during running—A pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2015;18(6):748-52.
27. Mills K, Blanch P, Chapman AR, McPoil TG, Vicenzino B. Foot orthoses and gait: a systematic review and meta-analysis of literature pertaining to potential mechanisms. *British journal of sports medicine*. 2009;bjsports66977.
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. *Clinical biomechanics*. 2012;27(7):702-5.
29. Butler RJ, Davis IS, Hamill J. Interaction of arch type and footwear on running mechanics. *The American Journal of Sports Medicine*. 2006;34(12):1998-2005.
30. MacLean CL, Davis IS, Hamill J. Influence of running shoe midsole composition and custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics during running. *J Appl Biomech*. 2009;25(1):54-63.
31. Lee Y, Kim Y-K, Kim YH, Kong S, Lee K-K. Kinematic and kinetic analyses of novice running in dress shoes and running shoes. *Acta Bioeng Biomech*. 2011;13(3):55-61.