دریافت: ۹۵/۱۱/۱۰ پذیرش: ۹۶/۵/۲ ص ص:۹۷-۸۷

بررسی اثرات نواربندی کینزیو عضلات شکم بر متغیرهای سینماتیکی سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی طی فاز اتکای دویدن در زنان دارای درد کشککی‌رانی

فاطمه سالاری اسکر[۱]، منصور اسلامی[۲]، سید اسماعیل شفیعی[۳]

چکیده

زمینه و هدف: تجویز مداخلات برای درمان درد کشککی‌رانی با توجه به علت بروز بیماری امری ضروری است. هدف پژوهش حاضر بررسی اثرات نواربندی کینزیو عضلات شکم بر متغیرهای کینماتیکی سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی طی فاز اتکای دویدن در زنان دارای درد کشککی‌رانی بود.

مواد و روش‌ها: ۲۳ زن مبتلا به سندرم درد کشککی‌رانی (۲۰-۲۵ سال) ۳ تلاش دویدن را با سرعت ۰/۲±۳ متر بر ثانیه طی دو شرایط دویدن با پای برهنه و دویدن با پای برهنه همراه با نواربندی کینزیو عضلات شکم اجرا نمودند. زوایای سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی محاسبه و مقایسه بین شرایط مختلف از طریق تست آماری تی زوجی انجام شد.

یافته‌ها: نواربندی به طور معناداری میزان اوج اکستنشن ران را کاهش داد (p=۰/۰۲۱). بعلاوه، نواربندی عضلات شکم میزان دامنه هر دو اینورژن (p=۰/۰۱۳) اورژن (p=۰/۰۰۴) مچ پا را به طور معنی‌داری در حدود ۹ درجه افزایش داد. نواربندی همچنین میزان آداکشن ران (p=۰/۰۱۱) را حدود ۲ درجه و میزان آبداکشن ران (p=۰/۰۴۱) را حدود ۱/۵ درجه کاهش داد.

نتیجه‌گیری: نتایج نشان می‌دهند که نواربندی عضلات شکم با افزایش اوج زاویه اینورژن پا، کاهش اوج آبداکشن زانو و ران می‌تواند نقش مهمی در کاهش ریسک فاکتورهای آسیب در افراد دارای درد کشککی‌رانی ایفا نماید. این شواهد نشان می‌دهند که احتمالا نواربندی عضلات شکم همراه با سایر تداخلات از قبیل فیزیوتراپی و ارتزهای پا می‌تواند در درمان و پیشگیری از سندرم درد کشککی-رانی مورد استفاده قرار گیرد.

کلمات کلیدی: کینماتیک سه‌بعدی، نواربندی، سندرم درد کشککی رانی، دویدن

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

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

۳ فوق تخصص فلوشیپ زانو و تعویض مفصل، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مازندران، ساری، ایران

مقدمه

سندروم درد کشککی‌رانی (PFPS) یکی از رایجترین اختلالات عصبی‌عضلانی است که منجر به مراجعه به کلینک‌های عمومی و همچنین کلینیک‌های ورزشی می‌گردد (۱, ۲). این سندروم در زنان شایع‌تر از مردان می‌باشد و بیشتر افراد در سنین جوانی مبتلا به آن می‌گردند (۳). علل آناتومیکی این سندروم به طور کامل شناخته نشده است، اما علت نهایی این سندروم را افزایش فشار بر روی سطح جانب خارجی کشکک گزارش نموده‌اند (۱, ۴).

اغلب مطالعات مربوط به بیماران درد کشککی‌رانی در فعالیت‌های نظیر راه‌رفتن و یا بالا و پایین رفتن از پله انجام شده است (۵–۱۰) و پژوهش‌های مرتبط با متغیرهای کینماتیکی در طی دویدن اندک است. فیشر و همکاران (۲۰۱۷) گزارش نمودند که بیماران مبتلا به درد کشککی‌رانی دارای آداکشن اضافی بخش عقبی پا طی دویدن هستند که می‌تواند یکی از علل چرخش داخلی بیشتر تیبا در این افراد باشد (۵, ۶). در مطالعات کینماتیکی بر روی بیماران دارای سندروم کشککی‌رانی طی فعالیت دویدن نشان داده شده است که این افراد دارای اورژن اضافی در بخش عقب پا طی ۱۰ درصد اولیه فاز اتکا (۷) هستند. در مفصل زانو گزارش شده است که هیچ تفاوتی بین اوج زاویه آداکشن طی دویدن در این بیماران در مقایسه با افراد سالم وجود ندارد (۸)، اما زاویه Q بزرگتر در این فراد مبتلا به PFPS مشاهده شده است (۱). در نتایج مربوط به مفصل ران گزارش شده است که افراد مبتلا به PFPS دارای اوج چرخش داخلی و اوج آداکشن بزرگتری در مقایسه با افراد سالم طی دویدن هستند (۸, ۹). در ادبیات پژوهشی برای بروز این سندرم و تغییرات فوق، علل مختلفی بیان گردیده است. برخی پژوهش‌ها یکی از علل این سندروم را نتیجه تغییرات کینماتیکی حاصله ناشی از اختلالات دیستال (همچون پرونیشن اضافی) و برخی آن را ناشی از اختلات پروگزیمال (همچون تیلت قدامی لگن) دانسته‌اند که با چرخش‌های ران و درشت‌نی هماهنگ می‌شوند (۱۳, ۱۵–۱۸). نکته قابل توجه این است که در پژوهش‌های پیشین تاکنون مشخص نشده است که کدام یک از حرکات پرونیشن پا و چرخش داخلی درشت‌نی علت و کدام یک معلول می‌باشند. با وجود این، گزارش شده است که در بروز سندرم درد کشککی‌رانی حین بالا رفتن از پله، سهم عوامل پروگزیمال بیشتر از عوامل دیستال می‌باشد.(۱۰). تاکنون پژوهشی که به بررسی علمی اثرات بهبود عوامل پروگزیمال به‌ویژه کنترل تیلت قدامی لگن بر بهبود متغیرهای بیومکانیکی در این بیماران طی فعالیت دویدن پرداخته باشد، انجام نگردیده است. روش‌های مختلفی برای کنترل تیلت قدامی لگن وجود دارد، که از میان این روش‌ها، شیوه‌های غیرتهاجمی به دلیل عوارض و هزینه‌های کمتر در مقایسه با روش‌های تهاجمی همچون جراحی در اولویت هستند.

یکی از شیوه‌های درمانی غیرتهاجی اختلالات پروگزیمال استفاده از نوارهای کینزیو می‌باشد. نوارهای کینیزیو بگونه‌ای طراحی شده‌اند که قابلیت ۳۰ تا ۴۰ درصد تغییرات طولی را دارا هستند و در تحریک گیرنده‌های عمقی موثر می‌باشند (۱۱). مواد به کار رفته در این باندها این قابلیت را دارا می‌باشند که می‌تواند نقش‌های مختلفی را در کمک به عضلات و همچنین تسکین درد ایفا نمایند. به عنوان مثال اثرات نوار کینزیو بر روی کشکک، میزان درد را در بیماران مبتلا به سندروم درد کشککی‌رانی کاهش داده و همچنین نسبت فعالیت عضله پهن داخلی به پهن خارجی را افزایش داده است (۴, ۱۲). مطالعات گذشته کاهش تیلت قدامی لگن را در نتیجه استفاده از نواربندی کینزیو عضلات شکم (شامل عضلات مورب خارجی شکم و عضله راست شکمی) گزارش نموده‌اند

(۱۳). با وجود این، تاکنون مطالعه‌ای که به بررسی اثرات نواربندی کینزیو عضلات شکم بر متغیرهای کینماتیکی سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی طی فاز اتکای دویدن در زنان دارای درد کشککی‌رانی پرداخته باشد توسط پژوهشگر مشاهده نشد و پژوهش حاضر با هدف بررسی این موضوع انجام شد. فرضیه پژوهش حاضر این است که نوارابندی عضلات شکم سبب بهبود ریسک‌فاکتوری کینماتیک آسیب (شامل افزایش اورژن پا، افزایش چرخش داخلی ران و زانو، افزایش آبداکشن زانو) طی دویدن در زنان مبتلا به درد کشککی‌رانی می‌گردد.

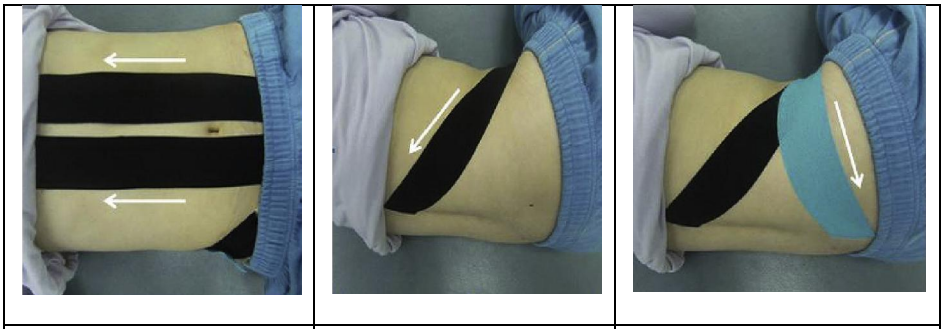
روش بررسی

آزمودنی‌های پژوهش و روش اجرا

حجم نمونه آماری مورد نیاز با استفاده از نرم‌افزار (power*G) تعیین شد. این نرم‌افزار نشان داد که جهت دستیابی به اندازه اثری برابر ۰/۸ در سطح معناداری ۰/۰۵ و با میزان توان آماری برابر ۰/۸ نیاز به حداقل ۱۵ آزمودنی می‌باشد (۱۴). با وجود این، در پژوهش حاضر ۲۳ زن دارای درد کشککی‌رانی (میانگین سنی: ۲/۵±۲۶/۱ سال، قد: ۷/۵±۱۶۷/۱ سانتیمتر، جرم: ۷/۵±۵۹/۲ کیلوگرم) توسط پزشک متخصص (نفر سوم نویسندگان) معرفی و به طور داوطلبانه در پژوهش حاضر شرکت نمودند. پژوهش حاضر در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه مازندران انجام شد. آزمودنی‌ها دارای درد پشت کشکک در حداقل یکی از دو فعالیت زیر بودند: بالا یا پایین رفتن از پله، اسکات، دویدن و یا پریدن (۱۵). آزمودنی‌ها حداقل دو ماه سابقه درد را داشته و سطح درد روز آزمون آن‌ها در مقیاس ۱۰ سانتیمتری بینایی درد، حداقل ۳ سانتیمتر بود. آزمودنی‌ها دارای سابقه جراحی، سایر آسیب‌های اندام تحتانی و تنه و سابقه استفاده از نواربندی، اورتوز و یا تمرین را نداشتند. طرح تحقیق حاضر در کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی بابل با شماره مجوز ۴۳۲۳ مورد تایید قرار گرفت. ۶ دوربین تصویربرداری (۲۰۰ Hz) در سمت راست باند دویدن که یک مسیر ۱۵ متری بود، قرار داده شدند. داده‌های کینماتیکی توسط نرم‌افزار SIMI motion جمع‌آوری شدند. سرعت دویدن به وسیله کرنومتر کنترل شده و برابر ۰/۲±۳ متر بر ثانیه بود. نوار کینزیو مطابق با شیوه Lee و همکاران (۲۰۱۲) بر روی عضلات شکم جهت جلوگیری از تیلت قدامی لگن نصب گردید (۱۳). ویژگی‌های الاستیکی نوار کینزیو به دقت هنگام اعمال آن رعایت گردید (۱۱) و کلیه برش‌های نوار کینزیو بصورت نوار I شکل بود. نوار کینزیو در حدود ۳۰ تا ۴۰ درصد طول اولیه توسط فیزیوتراپیست کشیده و سپس بر روی عضلات هدف قرار داده شد (۷). برای عضله مورب خارجی شکم نوار کینزیو در وضعیتی که بیمار به پهلو دراز کشیده بود، و لگن را به سمت عقب تیلت داده بود از ناحیه مغبنی تا زائده شوکی مهره دوازدهم پشتی چسبانده شد (۱۳). اصلاح مکانیکی تیلت خلفی لگن توسط یک نوار از خار خاصره قدامی فوقانی تا خار خاصره خلفی فوقانی انجام پذیرفت (۱۳). نواربندی عضله راست شکمی در وضعیت خوابیده به پشت و ازاستخوان عانه ا نوک جناغ و غضروف‌های دنده‌ای پنجم تا هفتم بود (۹). داده‌های مدنظر پس از ۴۵ دقیقه استفاده از نوارکینیوتیپ جمع آوری شد.

جهت ثبت کینماتیکی، مارکرهای منعکس‌کننده نور در وضعیت استاتیک روی برجستگی‌های آناتومیکی زیر قرار گرفتند: ناف، خار خاصره قدامی فوقانی راست و چپ، اولین مهره خاجی، کندیل داخلی و خارجی زانو، قوزک داخلی و خارجی، مرکز پاشنه و انتهای دیستال استخوان کف پایی دوم و پنجم. مارکرهای ردیابی روی مرکز پاشنه، انتهای دیستال استخوان‌های کف پایی دوم و پنجم، و دو کلاستر بر روی ساق و ران که بر روی هر یک چهار مارکر قرار داشت و همچنین خار خاصره قدامی فوقانی راست و چپ و اولین مهره خاجی قرار گرفتند. ابتدا

کوشش استاتیک در حالی که فرد برای یک ثانیه در وضعیت آناتومیک قرار داشت ثبت شد. سپس مارکرهای استاتیک برداشته و کوشش‌های دویدن با پای برهنه و پای برهنه همراه با نواربندی ثبت گردید. در هر شرایط سه کوشش صحیح ثبت شد. بین دو شرایط سه دقیقه استراحت به آزمودنی‌ها داده شد، همچنین ترتیب اجرای حرکات در هر آزمودنی به طور تصادفی انتخاب می‌گردید.



الف	ب	ج

شکل۱) روش بکارگیری نوار کینزیو

الف) از خار خاصره قدامی فوقانی تا خار خاصره خلفی ب) برای عضله مورب خارجی ج) برای عضلات راست شکمی

پردازش داده‌ها و تحلیل آماری

ماتریس‌های چرخش مفاصل بر طبق توالی کاردان مورد محاسبه قرار گرفت (۱۶). داده‌های کینماتیکی توسط فیلتر باتروورث سطح ۴ و با فرکانس برشی ۱۰ هرتز هموار شدند. تمام محاسبات در محیط نرمافزار متلب (The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) انجام شد. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون Shapiro-Wilk و جهت تحلیل آماری نتایج از آزمون تی همبسته در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. تحلیل-های آماری در محیط نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۸ انجام گردید.

یافته‌ها

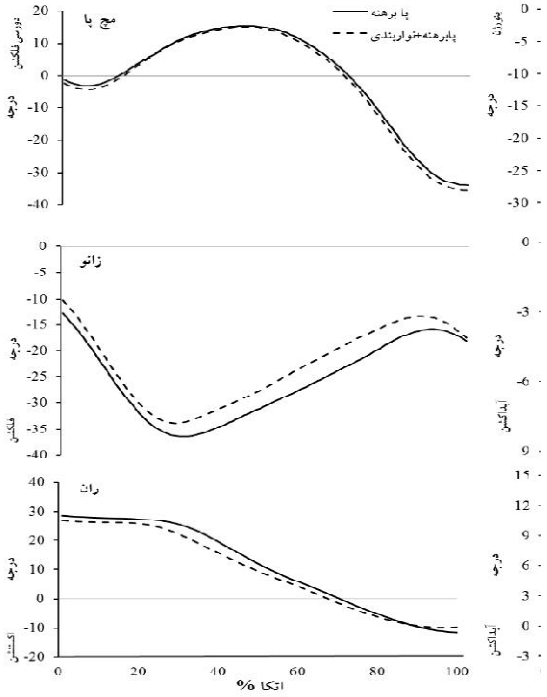
نکته قابل ذکر پیش از ارائه نتایج پژوهش این است که پیش از استفاده از نواربندی مقدار میانگین زاویه تیلت قدامی لگن در گروه آزمودنی های دارای سندرم درد کشککی رانی با گروه سالم در مرحله پایلوت مقایسه شد، و افرادی که دارای میانگین مقدار تیلت قدامی لگن دارای حداقل ۱ انحراف استاندارد بالاتر از میانگین گروه سالم (۳/۸±۴/۹) بودند بعنوان افرادی که داری تیلت قدامی لگن بیش از حد بودند (۱۷)، وارد مراحل بعدی پژوهش شدند. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که نواربندی عضلات شکم، در صفحه سجیتال تنها بر میزان دامنه اکستنشن ران اثر معناداری را دارا می‌باشد (p=۰/۰۲۱) که دامنه اکستنشن ران در شرایط نواربندی حدود ۱/۵ درجه کمتر از شرایط بدون نواربندی بود (جدول ۱). الگوی کینماتیکی دو مفصل مچ پا و ران طی دو شرایط با و بدون نواربندی تقریبا مشابه بودند (نمودار ۱-ستون سمت چپ)؛ با وجود این الگوی زوایای مفصل زانو طی شرایط نواربندی در کل فاز اتکا دارای زوایای فلکشن کمتری بود (نمودار ۱-ستون سمت چپ).

جدول ۱). میانگین و انحراف استاندارد زوایای مفاصل در صفحه سجیتال طی طی فاز اتکای دویدن (بر حسب درجه)

حرکت	مفصل		پابرهنه	پابرهنه+نواربندی	t	سطح معناداری	اندازه اثر
فلکشن	مچ (دورسی)	پا	۱۵/۸۳±۷/۰۹	۱۵/۳۰±۶/۰۳	۰/۴۸۶	۰/۶۳	۰/۰۸
	زانو		۳۶/۶۸±۶/۲۵	۳۴/۰۲±۶/۸۲	-۱/۹۲۹	۰/۰۶۷	۰/۴۰
	ران		۲۹/۰۷±۲/۹۴	۲۷/۱۹±۲/۵۳	۱/۹۱۸	۰/۰۶۸	۰/۶۸
اکستنشن	مچ پا (پلنتار)		۳۴/۰۱±۶/۸۸	۳۵/۹۱±۵/۹۲	۱/۶۹۷	۰/۱۰۴	۰/۲۹
	زانو		۱۱/۴۲±۴/۵۱	۹/۵۶±۶/۴۱	-۱/۲۵۳	۰/۲۲	۰/۳۴
	ران		۱۱/۵۵±۳/۹۶	۱۰/۰۶±۳/۹۲	-۲/۴۹۴	۰/۰۲۱	۰/۳۷

$P\leq ۰/۰۵$ سطح معنادار در نظر گرفته شده است

یافته‌های پژوهش نشان دادند که نواربندی عضلات شکم زوایای تمام مفاصل اندام تحتانی را در صفحه فرونتال تغییر می‌دهند (جدول ۲). پژوهش حاضر نشان داد که نواربندی عضلات شکم میزان دامنه هر دو اینورژن (p=۰/۰۱۳؛ اندازه اثر متوسط) و اورژن (p=۰/۰۰۴؛ اندازه اثر متوسط) مچ پا را به طور معنی‌داری در حدود ۹ درجه افزایش می‌دهد (جدول ۲). میزان زوایای آداکشن (p=۰/۰۱۹؛ اندازه اثر متوسط) و آبداکشن (p=۰/۰۰۱، اندازه اثر بالا) زانو نیز طی شرایط نواربندی به طور معنی‌داری کمتر از شرایط بدون نواربندی بود (جدول ۲). نواربندی همچنین میزان آداکشن ران (p=۰/۰۱۱، اندازه اثر متوسط) را حدود ۲ درجه و میزان آبداکشن (p=۰/۰۴۱؛ اندازه اثر متوسط) را حدود ۱/۵ درجه کاهش داد. الگوی سینماتیکی هر سه مفصل موید این نتایج می‌باشد و این موارد را به وضوح نشان می‌دهد (نمودار ۱-ستون سمت راست).



نمودار ۱). الگوی کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی در دو صفحه سجیتال (سمت چپ) و فرونتال (سمت راست) طی دو شرایط با و بدون نواربندی

جدول ۲). میانگین و انحراف استاندارد زوایای مفاصل در صفحه فرونتال طی فاز اتکای دویدن (بر حسب درجه)

حرکت	مفصل	پابرهنه	پابرهنه+نواربندی	t	سطح معناداری	اندازه اثر
آداکشن	مچ پا (اینورژن)	۵/۹۱±۱۲/۴۷	۱۴/۱۱±۹/۳۴	۲/۷۱۲	۰/۰۱۳	۰/۷۵
	زانو	۳/۴۵±۴/۰۲	۰/۴۱±۴/۸۲	-۲/۵۲۹	۰/۰۱۹	۰/۷۷
	ران	۱۳/۶۶±۱/۹۶	۱۱/۸۱±۳/۶۷	۲/۷۷۷	۰/۰۱۱	۰/۶۵
آبداکشن	مچ پا (اورژن)	۲۰/۰۹±۱۳/۷۱	۲۹/۱۴±۹/۲۳	۳/۲۵۴	۰/۰۰۴	۰/۷۸

حرکت	مفصل	پابرهنه	پابرهنه+نواربندی	t	سطح معناداری	اندازه اثر
	زانو	۹/۲۶±۴/۱۳	۵/۲۲±۳/۴۷	-۴/۱۰۴	۰/۰۰۱	۱/۰۶
	ران	۱/۳۰±۳/۸۹	-۰/۸۲±۳/۳۷	۲/۱۷۴	۰/۰۴۱	۰/۵۸

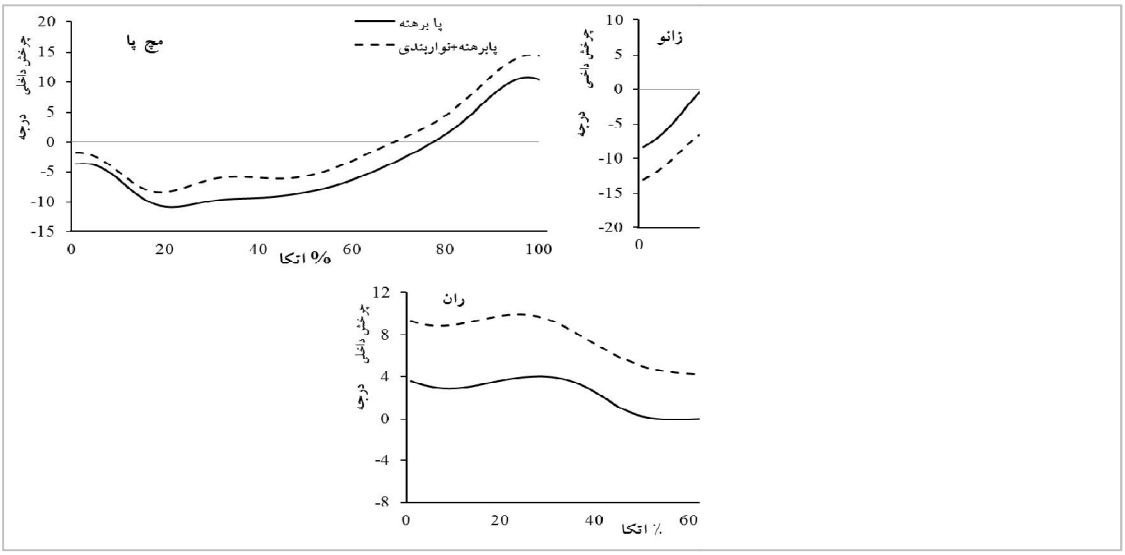
P≤۰/۰۵ سطح معنادار در نظر گرفته شده است

جدول ۳). میانگین و انحراف استاندارد زوایای مفاصل در صفحه هوریزنتال طی دو شرایط پا برهنه، پابرهنه+نواربندی (گروه پروگزیمال) در فاز اتکای دویدن (برحسب درجه)

حرکت	مفصل	پابرهنه	پابرهنه+نواربندی	t	سطح معناداری	اندازه اثر
چرخش داخلی	مچ پا	۱۱/۴۹±۱۲/۴۲	۱۵/۳۰±۸/۸۴	-۱/۶۹۵	۰/۱۰۴	۰/۳۵
	زانو	۵/۵۲±۱۷/۹۵	-۲/۵۴±۱۷/۵۲	۲/۵۶۷	۰/۰۱۸	۰/۴۵
	ران	۵/۵۰±۷/۶۱	۱۰/۵۸±۱۱/۹۹	-۳/۹۰۴	۰/۰۰۱	۰/۵۱
چرخش خارجی	مچ پا	۱۱/۶۴±۱۱/۳۱	۹/۰۴±۱۲/۷۷	-۱/۱۱۳	۰/۲۷۸	۰/۲۱
	زانو	۱۱/۹۳±۱۶/۱۱	۱۸/۸۱±۱۵/۹۸	۲/۵۵۱	۰/۰۱۸	۰/۴۲
	ران	۵/۸۰±۷/۰۰	۲/۲۱±۱۲/۹۳	-۲/۴۴۴	۰/۰۲۳	۰/۳۶

P≤۰/۰۵ سطح معنادار در نظر گرفته شده است

یافته‌ها نشان داد که نواربندی عضلات شکم اثری بر اوج زوایای مفصل مچ پا در صفحه هوریزنتال دارا نمی-باشد (p>۰/۰۵) (جدول ۳). با وجود این الگوی تغییرات زوایای در این مفصل کاهش چرخش خارجی مچ پا را طی کل فاز اتکا در حالت نواربندی شکم در مقایسه با شرایط عدم استفاده از آن نشان داد (نمودار ۲). نواربندی میزان چرخش داخلی زانو را کاهش و میزان چرخش خارجی زانو را افزایش داد (p=۰/۰۱۸) (جدول ۳). نواربندی عضلات شکم میزان چرخش داخلی مفصل ران را طی فاز اتکای دویدن حدود ۵ درجه افزایش (p=۰/۰۰۱) و میزان چرخش خارجی ران را حدود ۳ درجه کاهش (p=۰/۰۲۳) داد (جدول ۳). الگوی تغییرات زوایای دو مفصل زانو و ران موید این نتایج می‌باشند و نشان می‌دهند که این الگو در کل فاز اتکا وجود داشته است (نمودار ۲).



نمودار ۲). الگوی کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی در صفحه هوریزنتال طی دو شرایط با و بدون نواربندی

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی اثرات نواربندی کینزیو عضلات شکم بر متغیرهای کینماتیکی سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی طی فاز اتکای دویدن در زنان دارای درد کشککی‌رانی بود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که نواربندی عضلات شکم تنها بر میزان دامنه اکستنشن ران در صفحه سجیتال اثر معناداری را دارا می‌باشد، به این ترتیب که دامنه اکستنشن ران در شرایط نواربندی کمتر از شرایط بدون نواربندی بود. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که نواربندی عضلات شکم میزان دامنه هر دو اینورژن و اورژن مچ پا را به طور معنی‌داری در افزایش می‌دهد. این بیماران دارای اورژن اضافی قسمت عقبی پا طی ۱۰ درصد اولیه فاز اتکا (۷) هستند. بنابراین یکی از اثرات مفید نوار کینزیو را می‌توان افزایش دامنه اوج زاویه اینورژن بیان نمود، با وجود این نوار کینزیو میزان دامنه اورژن را نیز افزایش داده است که این امر برای این بیماران مناسب نمی‌باشد. میزان زوایای آداکشن و آبداکشن زانو نیز طی شرایط نواربندی به طور معنی‌داری کمتر از شرایط بدون نواربندی بود. مطالعات گذشته بیان نموده‌اند که طی فاز پاسخ بارگیری مقادیر گشتاور آبداکتوری در بیماران دارای دردکشککی‌رانی در مقایسه با افراد سالم کمتر است (۱۸). به طور تئوریکی یکی از دلایل افزایش فشار مفصلی و درد کشککی‌رانی، وجود آبداکشن اضافی در مفصل زانو می‌باشد (۱۹). با توجه به نتایج پژوهش حاضر که نواربندی سبب کاهش زوایه آبداکتوری زانو گردید، احتمالا یکی از مکانیزم کاهش درد توسط نواربندی کینزیو عضلات شکم این مورد می‌تواند باشد. بنابراین کاهش زاویه آبداکشن در نتیجه استفاده از نوار کینزیو بر روی عضلات شکم می‌تواند از فاکتورهای مثبت استفاده از این روش درمانی باشد. نواربندی همچنین میزان آداکشن ران را حدود ۲ درجه و میزان آبداکشن را حدود ۱/۵ درجه کاهش داد. در مفصل ران گزارش شده است که افراد مبتلا به PFPS دارای اوج آداکشن بزرگتری در مقایسه با افراد سالم در طی دویدن هستند (۸، ۹). این مطلب ذکر شده است که یکی از دلایل جابجایی کشکک به سمت خارج و در نتیجه افزایش فشار مفصل کشککی‌رانی، وجود آداکشن ران بیش از حد (کاهش گشتاور آبداکتوری) در این

بیماران می‌باشد (۵, ۲۶, ۲۷). این تغییرات کینماتیکی ناشی از کاهش قدرت عضلات آبداکتوری و چرخش‌دهنده خارجی و در نتیجه کاهش گشتاور تولیدی توسط این گروه‌های عضلانی در مفصل ران می‌باشد (۲۰, ۲۱). بنابراین می‌توان گفت که استفاده از نواربندی عضلات شکم با کاهش اوج زاویه آداکشن ران طی فاز اتکای دویدن به سود بیماران بوده است. به طور کل به نظر می‌رسد نواربندی با کاهش اتکا به حرکات مفصل زانو و ران و همچنین افزایش دامنه حرکتی مچ پا در سطح فرونتال، اثر مثبتی در کاهش عوامل خطر مرتبط با درد کشککی‌رانی داشته است.

یافته‌ها نشان داد که نواربندی عضلات شکم اثری بر اوج زوایای مفصل مچ پا در صفحه هوریزنتال دارا نمی-باشد. نواربندی میزان چرخش داخلی زانو را کاهش و میزان چرخش خارجی زانو را افزایش داد. با توجه به افزایش میزان چرخش داخلی در بیماران دارای درد کشککی‌رانی که به ویژه طی فعالیتی نظیر راه رفتن گزارش شده است، کاهش این زاویه توسط نواربندی عضلات شکم از جمله نتایج مفید این تداخل می‌تواند باشد. نواربندی عضلات شکم میزان چرخش داخلی مفصل ران را طی فاز اتکای دویدن افزایش و میزان چرخش خارجی ران را کاهش داد. در مفصل ران گزارش شده است که افراد دچار PFPS دارای اوج چرخش داخلی بزرگتری در مقایسه با افراد سالم طی دویدن هستند (۸, ۹). با توجه به مطالب فوق، هرچند به نظر می‌رسد اثرات نواربندی عضلات شکم بر چرخش داخلی ران مفید نبوده است. از آنجایی که تیلت قدامی لگن با چرخش داخلی ران کوپل می‌باشند (۹, ۱۵, ۱۶)، این انتظار می‌رفت که با کاهش تیلت قدامی لگن (مشاهده شده در نتایج پایلوت) میزان چرخش داخلی ران نیز کاهش یابد با وجود این چرخش داخلی ران افزایش یافت. البته باید در نظر داشت که با توجه به اعمال نواربندی روی لگن، افزایش چرخش داخلی مفصل ران ممکن است ناشی از چرخش خارجی لگن نسبت به اندام ران باشد که در این صورت اثرات منفی چرخش داخلی استخوان ران بر دینامیک مفصل زانو کاهش می‌یابد. در این پژوهش تنها اثرات آنی نواربندی عضلات شکم مورد مطالعه قرار گرفت بنابراین نیاز به اجرای این پژوهش طی دوره‌های طولانی استفاده از نواربندی می‌باشد. از سوی دیگر اگر چه دویدن یک حرکت دینامیک می‌باشد، اما باید تاثیر نواربندی عضلات در حرکات پیچیده‌تری همچون پرش‌ها، چرخش‌های ناگهانی و ... که عضلات و مفاصل را به چالش بیشتری می‌کشند، بررسی گردد.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که نواربندی عضلات شکم سبب بهبود اوج اینورژن پا، اوج آبداکشن زانو، اوج آداکشن ران، و اوج چرخش داخلی زانو می‌گردد. نتایج این پژوهش نشان دادند که نواربندی با افزایش حرکات مچ پا و کاهش حرکات مفاصل زانو و ران در سطح فرونتال می‌تواند در کنترل عوارض سندرم درد کشککی‌رانی موثر باشد. محققین می‌توانند با بهبود برخی دیگر از ویژگی‌های نواربندی عضلات شکم و یا اضافه نمودن سایر تداخل‌های درمانی از قبیل فیزیوتراپی و ارتزهای پا اثرات مثبت آن را بر بیومکانیک اندام تحتانی ارتقاء دهند تا افراد دارای درد کشککی‌رانی از مزایای بیشتری از نواربندی کینزیو برخوردار گردند.

References:

1. Feller JA, Amis AA, Andrish JT, Arendt EA, Erasmus PJ, Powers CM. Surgical biomechanics of the patellofemoral joint. 2007. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery. 23(5):542-53.
2. Van Middelkoop M, Van Linschoten R, Berger MY, Koes BW, Bierma-Zeinstra SM. 2007. Knee complaints seen in general practice: active sport participants versus non-sport participants. BMC musculoskeletal disorders. 9(1):36.
3. Taunton JE, Ryan MB, Clement D, McKenzie DC, Lloyd-Smith D, Zumbo B. 2002. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. British journal of sports medicine. 36(2):95-101.
4. McConnell J. 1986. The management of chondromalacia patellae: a long term solution. Australian Journal of Physiotherapy. 32(4):215-23.
5. Fischer KM, Willwacher S, Hamill J, Brüggemann G-P. 2017. Tibial rotation in running: Does rearfoot adduction matter? Gait & Posture. 51:188-93.
6. Roper JL, Harding EM, Doerfler D, Dexter JG, Kravitz L, Dufek JS, et al. 2016. The effects of gait retraining in runners with patellofemoral pain: A randomized trial. Clinical Biomechanics. 35:14-22.
7. Duffey MJ, Martin DF, Cannon DW, Craven T, Messier SP. 2000. Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. Medicine and science in sports and exercise. 32(11):1825-32.
8. Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis IS. 2008. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. Journal of orthopaedic & sports physical therapy. 38(8):448-56.
9. Souza RB, Powers CM. 2009. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. Journal of orthopaedic & sports physical therapy. 39(1):12-9.
10. de Oliveira Silva D, Barton CJ, Pazzinatto MF, Briani RV, de Azevedo FM. 2016. Proximal mechanics during stair ascent are more discriminate of females with patellofemoral pain than distal mechanics. Clinical Biomechanics. 35:56-61.
11. Kase K, Wallis J, Kase T. 2003. Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Method: Universal Printing & Publishing Inc. Alberquerque New Mexico.
12. Powers CM, Landel R, Perry J. 1996. Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. Physical therapy. 76(9):946-55.
13. Lee J-h, Yoo W-g. 2012. Application of posterior pelvic tilt taping for the treatment of chronic low back pain with sacroiliac joint dysfunction and increased sacral horizontal angle. Physical Therapy in Sport. 13(4):279-85.
14. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. 2007. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behavior research methods. 39(2):175-91.
15. Powers CM. 2003. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 33(11):639-46.
16. Winter DA. 2009. Biomechanics and motor control of human movement: John Wiley & Sons.
17. Lim HS, Roh SY, Lee SM. 2013. The relationship between pelvic tilt angle and disability associated with low back pain. Journal of Physical Therapy Science. 25(1):65-8.

18. Paoloni M, Mangone M, Fratocchi G, Murgia M, Saraceni VM, Santilli V. 2010. Kinematic and kinetic features of normal level walking in patellofemoral pain syndrome: More than a sagittal plane alteration. Journal of biomechanics. 43(9): 1794-8.
19. Pohl MB, Patel C, Wiley JP, Ferber R. 2013. Gait biomechanics and hip muscular strength in patients with patellofemoral osteoarthritis. Gait & posture. 37(3):440-4.
20. Pohl MB, Hamill J, Davis IS. 2009. Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. Clinical Journal of Sport Medicine. 19(5):372-6.
21. Cichanowski HR, Schmitt JS, Johnson RJ, Niemuth PE. 2007. Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. Medicine and science in sports and exercise. 39(8):1227-32.