



## Effects of Femoral Rotational and Abductor Kinesio Taping on Three-Dimensional Lower Limb Kinematics during Stance Phase of Running

Amirali Jafarnezhadgero<sup>1\*</sup>, Amirhosein Sadri<sup>2</sup>, Goodarz Ghiasvand<sup>3</sup>, Mahdi Majlesi<sup>4</sup>

1. Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Science, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran  
 <https://orcid.org/0000-0002-2739-4340>
2. MSc in Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
3. MSc in Sport Biomechanics, Department of Sport Biomechanics Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran
4. Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Humanities, Islamic Azad University, Hamedan Branch, Hamedan, Iran  <https://orcid.org/0000-0003-2032-4937>

Received: 2017.September.18

Revised: 2017. November.12

Accepted: 2017. December.02

### Abstract

**Background and Aims:** Higher excessive hip adduction and internal rotation is one of the risk factors for lower limb injuries. The aim of the present study was to evaluate the immediate effects of hip external rotator and hip abductor muscular taping on three-dimensional lower limb joint kinematics during stance phase of running.

**Materials and Methods:** A total of 24 healthy male participants (age: 24.6±2.5 year; Weight: 74.8±6.2; and Height: 177.1±7.9 cm) were volunteered to participate in the study. Three-dimensional lower limb kinematics were measured using a motion analysis system during running with and without femoral rotational and abductor taping. Paired sample t-test was used for statistical analysis. Significant level was set at 0.05.

**Results:** Application of femoral tapes increased and decreased peak eversion angle during loading response (P=0.001) and mid-stance (P=0.001) phases, respectively. Compared with no tape, femoral tape significantly reduced peak knee adduction angle during the entire stance phase (P<0.05). Moreover, both peak hip adduction and internal rotation during taping condition were about 1° and statistically lower than that of no tape condition (P<0.05).

**Conclusions:** Femoral rotational and abductor taping could alter lower limb joint kinematics (reduction of ankle eversion during mid-stance, reduce peak knee adduction and peak hip adduction, and internal rotation during stance phase of running). However, effect size values in all cases were low. Therefore, further study is warranted in this field and on different patients.

**Keywords:** Taping; Running; Kinematic; Lower Limb

**Cite this article as:** Amirali Jafarnezhadgero, Amirhosein Sadri, Goodarz Ghiasvand, Mahdi Majlesi. Effects of Femoral Rotational and Abductor Kinesio Taping on Three-Dimensional Lower Limb Kinematics during Stance Phase of Running. *J Rehab Med.* 2018; 7(3): 79-87.

\* **Corresponding Author:** Amirali Jafarnezhadgero, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.  
Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2017.111012.1697

## بررسی تأثیرات نواربندی کینزیو آبداکتوری و چرخش‌دهندگی خارجی ران بر کینماتیک سه‌بعدی اندام تحتانی طی فاز اتکا دویدن

امیرعلی جعفرنژادگرو<sup>۱\*</sup>، امیرحسین صدیقی<sup>۲</sup>، گودرز غیاثوند<sup>۳</sup>، مهدی مجلسی<sup>۴</sup>

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۳. کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد همدان، همدان، ایران
۴. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد همدان، همدان، ایران

\* دریافت مقاله ۱۳۹۶/۰۶/۲۷ بازنگری مقاله ۱۳۹۶/۰۸/۲۱ پذیرش مقاله ۱۳۹۶/۰۹/۱۱ \*

### چکیده

#### مقدمه و اهداف

افزایش بیش از حد چرخش داخلی و آداکشن ران یکی از ریسک‌فاکتورهای ایجاد آسیب در اندام تحتانی می‌باشد. هدف از مطالعه حاضر ارزیابی اثرات آنی نواربندی چرخش‌دهندگی و آبداکتوری ران بر روی کینماتیک سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی طی فاز اتکای دویدن بود.

#### مواد و روش‌ها

۲۴ مرد سالم (سن:  $24 \pm 2/5$  سال، جرم:  $74 \pm 6/2$  کیلوگرم، و قد  $177 \pm 7/9$  سانتی‌متر) جهت شرکت در مطالعه حاضر داوطلب شدند. کینماتیک سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی به وسیله سیستم تحلیل حرکت طی دویدن با و بدون نواربندی چرخش‌دهندگی و آبداکتوری ران اندازه‌گیری شد. در این مطالعه برای تحلیل آماری از تست تی همبسته استفاده گردید. سطح معناداری برابر  $0/05$  گرفته شد.

#### یافته‌ها

نواربندی ناحیه ران به ترتیب سبب افزایش و کاهش معنادار اوج زاویه اورژن طی فازهای پاسخ بارگیری ( $P=0/001$ ) و میانه استقرار ( $P=0/001$ ) شد. اوج زاویه آداکشن زانو طی کل فاز اتکا در شرایط نواربندی نسبت به شرایط بدون نواربندی ران به صورت معناداری کاهش یافت ( $P<0/05$ ). به علاوه، هر دو اوج چرخش داخلی و آداکشن ران طی شرایط نواربندی (حدود ۱ درجه) نسبت به شرایط بدون نواربندی به لحاظ آماری کمتر بود ( $P<0/05$ ).

#### نتیجه‌گیری

نواربندی چرخش‌دهندگی و آبداکتوری ران می‌تواند کینماتیک مفاصل اندام تحتانی (کاهش اورژن مچ پا طی میانه استقرار، کاهش اوج آداکشن زانو، کاهش آداکشن و چرخش داخلی ران طی فاز اتکا) را در طی دویدن تغییر دهد. با این وجود، مقادیر اندازه اثر در همه موارد پایین بود؛ بنابراین مطالعات بیشتری در این حوزه و بر روی بیماران مختلف توصیه می‌شود.

#### واژگان کلیدی

نواربندی؛ دویدن؛ کینماتیک؛ اندام تحتانی

نویسنده مسئول: امیرعلی جعفرنژادگرو، استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران  
آدرس الکترونیکی: amirali.jafarnezhad@gmail.com

## مقدمه و اهداف

دویدن یک فعالیت محبوب با سطوح مختلفی شامل دویدن به صورت تفریحی یا رقابتی است. برآورد شده است که ۳۵/۹ میلیون نفر از مردم آمریکا فعالیت دویدن را به صورت تفریحی انجام می‌دهند، از این تعداد ۱۰/۵ میلیون نفر حداقل ۱۰۰ روز در سال فعالیت دویدن را انجام می‌دهند.<sup>[۱]</sup> گزارش شده است که تا حدود ۸۰ درصد دوندگان ممکن است تجربه آسیب ناشی از استفاده مکرر از عضلات، مفاصل و سایر بافت‌ها را در طول فعالیت دویدن تجربه نمایند.<sup>[۲، ۳]</sup> یک مطالعه مروری اخیراً گزارش نموده است که میزان شیوع آسیب‌های مربوط به هر ۱۰۰۰ ساعت تمرین به ترتیب ۱۷/۸ درصد برای دوندهای مبتدی و ۷/۷ درصد برای دوندهای تفریحی می‌باشد.<sup>[۴]</sup> طبق برآوردها، سندروم درد کشککی‌رانی ۱۰ درصد از تمام موارد پزشکی و ۱۶ تا ۲۰ درصد از همه موارد مراجعه به کلینیک را به خود اختصاص داده است.<sup>[۵، ۶]</sup>

عامل‌های پاتومکانیکی متنوعی می‌تواند سبب ایجاد سندروم درد کشککی‌رانی گردد.<sup>[۷، ۸]</sup> بنابراین، مداخلات درمانی (همچون نواربندی) جهت کسب نتایج موفقیت‌آمیز باید طوری طراحی گردد که بتواند این عامل‌های پاتومکانیکی را به حداقل برساند.<sup>[۹]</sup> این فرضیه وجود دارد که حرکات اضافی مفصل ران در صفحه فرونتال و افقی می‌تواند باعث کاهش ناحیه تماس کشککی‌رانی شده و سبب افزایش فشار وارده بر مفصل کشککی‌رانی و در نتیجه ظهور علائم سندروم درد کشککی‌رانی گردد.<sup>[۸، ۱۰-۱۲]</sup> تاخیر فعالیت آبداکتور اندام ران ممکن است سختی مفصل ران در صفحه فرونتال را کاهش داده و حرکت مفصل زانو و ران را در طی فعالیت با تحمل وزن افزایش دهد.<sup>[۱۳-۱۶]</sup> همان‌گونه که ذکر شد، علاوه بر عامل موضعی راستا و جابه‌جایی غیربهبینه کشکک، سندروم درد کشککی‌رانی می‌تواند توسط عامل‌های پرگزیمال (مفصل و اندام ران) یا دیستال (مفصل مچ پا و اندام ساق) تحت تاثیر قرار گیرد.<sup>[۷]</sup> شواهد موجود در سال‌های اخیر نشان می‌دهد که ضعف ناحیه پروگزیمال (مفصل ران) و ضعف کنترل عملکردی اندام ران با این اختلال عملکرد همراه هستند.<sup>[۹، ۱۷]</sup> افراد مبتلا به درد کشککی‌رانی در مقایسه با افراد سالم دچار کاهش قدرت در عضلات آبداکتور، چرخش‌دهنده خارجی و اکستنسور ران می‌باشند.<sup>[۷، ۱۷]</sup> همچنین زوایای آداکشن و چرخش داخلی بالاتر مفصل ران طی تکالیف دویدن و پریدن در افراد مبتلا به سندروم درد کشککی‌رانی گزارش شده است.<sup>[۱۸، ۱۹]</sup> باید در نظر داشت که عملکرد ضعیف در عضلات آبداکتور و چرخش‌دهنده خارجی ران می‌تواند سبب ایجاد والگوس پویا زانو گردد. یکی از علل عارضه "Medial Collapse" به دلیل وجود حرکات بیش از حد چرخش داخلی و آداکشن ران همراه با والگوس زانو در فعالیت‌های با تحمل وزن می‌باشد.<sup>[۹، ۱۷]</sup> به لحاظ بیومکانیکی، کینماتیک غیرطبیعی اندام ران می‌تواند مکانیک طبیعی مفصل کشککی‌رانی را به طور بالقوه تغییر دهد.<sup>[۹، ۲۰-۲۲]</sup> نتایج مطالعات با استفاده از تکنیک رادیوگرافی بر روی اجساد نشان داد که چرخش داخلی بیش از اندازه اندام ران سبب افزایش تیلت و جابه‌جایی جانبی کشکک می‌گردد.<sup>[۹، ۲۰]</sup> جابه‌جایی کشکک به سمت خارج سبب افزایش فشار وارده بر ناحیه اتصال کشککی‌رانی می‌گردد.<sup>[۲۱]</sup> به همین دلیل پیدا نمودن شیوه‌های درمانی غیرتهاجمی جهت کاهش فشار در این ناحیه ضروری می‌باشد.

یکی از شیوه‌های درمانی رایج در افراد مبتلا به سندروم درد کشککی‌رانی استفاده از شیوه نواربندی می‌باشد.<sup>[۲۳، ۲۴]</sup> نواربندی یک شیوه ساده و سریع برای ارائه‌ی حمایت خارجی، کنترل حرکت، تحریک گیرنده‌های عمقی و توزیع مجدد فشار است.<sup>[۲۳، ۲۴]</sup> نواربندی کینزیو، دارای مزایای بیشتری نسبت به نوارهای سنتی است. بیان شده است که پارچه کتان منعطف قادر است با الاستیسیته طبیعی پوست به طور مطلوب عمل نماید. نواربندی کینزیو با دارا بودن مواد چسبی با قابلیت آلرژیک کم، می‌تواند توسط پوست حتی در درمان‌های طولانی‌مدت به خوبی مورد تحمل قرار گیرد. سونگ و همکاران (۲۰۱۵) گزارش نمودند که طی شرایط نواربندی چرخش‌دهندگی خارجی ران در گروه دارای درد کشککی‌رانی، هر دو دامنه چرخش ران و درد در مقایسه با شرایط بدون نواربندی طی حرکت اسکات کاهش یافت.<sup>[۲۴]</sup> به لحاظ تئوری، نواربندی ران جهت ایجاد چرخش خارجی و آداکشن ران بیشتر نه تنها می‌تواند منجر به محدود نمودن چرخش داخلی ران و والگوس زانو گردد، بلکه می‌تواند سبب فراهم آوردن درونداد حسی عمقی و تسهیل چرخش خارجی ران در طی بارگیری اندام تحتانی گردد.<sup>[۲۴]</sup>

با توجه به دانش محقق، تاکنون هیچ مطالعه‌ای در مورد مزایای نواربندی آبداکتوری و چرخش‌دهندگی خارجی ران بر کینماتیک سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی طی زیرمراحل فاز اتکا دویدن مشاهده نشد. هدف پژوهش حاضر بررسی اثر نواربندی آبداکتوری و چرخش‌دهندگی خارجی ران بر کینماتیک سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی طی زیرمراحل فاز اتکا (شامل پاسخ بارگیری، میانه اتکا و هل دادن) دویدن می‌باشد.

## مواد و روش‌ها

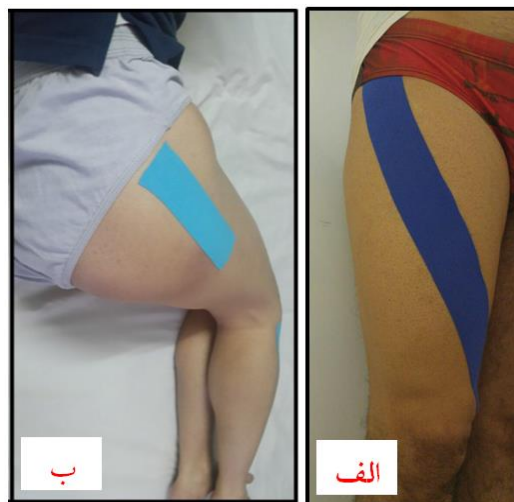
نمونه‌های پژوهش حاضر را ۲۴ مرد سالم با میانگین سنی ۲۴/۶±۲/۵ سال، جرم ۷۴/۸±۶/۲ کیلوگرم و قد ۱۷۷/۱±۷/۹ سانتی‌متر تشکیل دادند. معیارهای ورود به مطالعه شامل دارا بودن اندام تحتانی سالم، عدم تجربه قبلی استفاده از نواربندی کینزیو و داشتن شاخص توده بدنی نرمال ( $BMI < 24 \text{ kg/m}^2$ ) برای به حداقل رساندن عوامل مخدوش‌کننده بافت چربی بر تاثیر نواربندی بود.<sup>[۲۴]</sup> معیارهای خروج از

پژوهش شامل وجود اختلال قلب و عروقی، سابقه جراحی اندام تحتانی، وجود ناهنجاری‌های قامتی، بی‌ثباتی لیگامنت زانو، التهاب تاندون کشکک، وجود نیمه‌دررفتگی کشکک یا داشتن آسیب قبلی اندام تحتانی بود. برای تعیین پای برتر از افراد شرکت‌کننده خواسته شد که به توپ ضربه بزنند. تمام شرکت‌کنندگان قبل از انجام آزمایشات برگه رضایت‌نامه را به صورت آگاهانه امضا کردند.

شش دوربین فیلم‌برداری (JVC-9X00; 200 Hz) در امتداد یک قوس در سمت راست مسیر دویدن ۱۵ متری قرار گرفت. داده‌های کینماتیکی با استفاده از نرم‌افزار حرکت SIMI جمع‌آوری شد. سرعت دویدن، ۳/۰ تا ۳/۲ متر بر ثانیه (سرعت دویدن در دوهای تفریحی<sup>[۲۵]</sup>) از طریق یک مترونوم دیجیتال کنترل شد. مارکرهای منعکس‌کننده نور بر روی لندمارک‌های آناتومیکی مورد نظر قرار گرفتند، به منظور جمع‌آوری داده‌های کینماتیک مارکرها به مارکرهای استاتیک (مورد استفاده در کوشش آناتومیک) و ترکیب تقسیم شدند. مارکرهای استاتیک یا آناتومیک بر روی لندمارک‌های آناتومیکی خارهای خاصه قدامی فوقانی سمت چپ و راست لگن، پنجمین مهره کمر، روی ناف، تروکانتر بزرگ ران، کندیل داخلی و خارجی استخوان درشت‌نی، قوزک داخلی و خارجی، مرکز پاشنه و نوک انگشت پا قرار گرفت. مارکرهای ترکیب در مرکز پاشنه، سر دیستال پنجمین و دومین متاتارسال‌ها، خارهای خاصه‌ای قدامی فوقانی سمت چپ و راست لگن، پنجمین مهره کمر و همچنین دو کلاستر چهار مارکر به ترتیب بر روی بر جانب خارجی ساق و ران قرار گرفت.

در طول پیش‌آزمون و پس‌آزمون، ابتدا یک کوشش استاتیک ثبت شد.<sup>[۲۶]</sup> با علامت‌گذاری موقعیت مارکرها تلاش شد تا موقعیت مارکرها در دو شرایط مختلف نباشد. با این وجود، برای هر شرایط کوشش استاتیک جداگانه‌ای ثبت گردید که احتمال خطا را به حداقل می‌رساند. پس از کوشش استاتیک مارکرهای آناتومیک حذف شد و فقط مارکرهای ترکیب روی لندمارک‌های مورد نظر باقی ماند. قابل ذکر است که در طی کوشش‌های دینامیک تنها مارکرهای آناتومیکی حذف شد که با مارکرهای ترکیب اشتراکی را نداشت. در مرحله بعد آزمودنی‌ها به طور آزمایشی تکلیف دویدن را پنج مرتبه انجام دادند. سپس پنج کوشش واقعی در دو شرایط با و بدون نواربندی ثبت شد. همه‌ی کوشش‌های دویدن به صورت پا برهنه اجرا شد. ترتیب اجرای شرایط این‌گونه بود که ابتدا کینماتیک حرکت طی شرایط بدون نواربندی ثبت شد و سپس بعد از دو دقیقه استراحت، پنج کوشش مربوط به دویدن با نواربندی چرخش‌دهندگی خارجی و آبداکتوری ران ثبت گردید. میزان برش فرکانسی داده‌های کینماتیکی برابر ۱۰ هرترز قرار داده شد.<sup>[۲۶]</sup>

نوار کینزیو (Kinesio Tex Tape; Kinesio Holding Corporation, Albuquerque, NM) طوری نصب گردید که اجازه دامنه حرکتی کامل را فراهم آورد. جهت نواربندی کینزیو چرخش‌دهندگی خارجی ران<sup>[۲۴]</sup>، ابتدا از داوطلب خواسته شد که ران خود را به طور کامل به سمت خارج بچرخاند و این حالت را با انقباض ایزومتریک حفظ نماید. در مرحله دوم، درمانگر یک نوار (I-shaped kinesiotape) به صورت محکم در قسمت داخل و پایین ران قرار داد. در مرحله سوم، درمانگر نواربندی را با شکل ماریچی به سمت فوقانی و خارجی تا کفل‌ها ادامه داد. سپس پایه نوار-I در دو طرف تاج خاصه قدامی فوقانی محکم شد (شکل ۱ الف). برای استاندارد کردن نیروی کشش چرخشی، تنش متعادل نوار (تقریباً ۲۰٪ کشش) ارائه شده بود. جهت نواربندی عضله سرینی میانی<sup>[۲۷]</sup>، آزمودنی به پهلو دراز کشیده و در وضعیت آداکشن ران و فلکشن زانو قرار گرفته و سپس نواربندی انجام شد (تقریباً ۲۰٪ کشش). نواربندی در انتهای پروگزیمال عضله و همچنین در انتهای دیستال بر روی تروکانتر بزرگ استخوان ران قرار گرفت (شکل ۱ ب). پهنای نوار استفاده‌شده به طور استاندارد ۵ سانتی‌متر می‌باشد که به صورت جانبی برای هر دو اندام غالب و غیرغالب استفاده شد. قابل ذکر است که هر دو نواربندی چرخش‌دهندگی خارجی ران و آبداکتوری ران توسط دو نوار کینزیو مجزا در موقعیت‌های مناسب خود قرار گرفتند. همه نواربندی‌ها توسط یک فیزیوتراپیست که تجربه استفاده از این‌گونه تکنیک نواربندی را داشت، انجام شد.



تصویر ۱: نواربندی عضلات چرخش‌دهنده خارجی (الف) و آبداکتور ران (ب)

اوج زوایای مفصل اندام تحتانی در سه بعد طی زیرمراحل فاز اتکا (۲۰ درصد اولیه فاز اتکا به عنوان زیرمرحله پاسخ بارگیری، ۵۵ درصد میانی به عنوان زیرمرحله میانه استقرار و ۲۵ درصد پایانی زیرمرحله هل دادن را شامل گردیدند) جهت تحلیل‌های آماری بیشتر مورد استفاده قرار گرفت.

تحلیل آماری توسط نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ انجام شد. نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون Kolmogorov-Smirnov مورد تایید قرار گرفت. از آزمون آماری t همبسته برای مقایسه نتایج طی پیش و پس‌آزمون استفاده شد. سطح معناداری در پژوهش حاضر برابر ۰/۰۵ قرار گرفت. به علاوه، مقادیر اندازه اثر با استفاده از آمار کوهن محاسبه شد. اندازه‌های اثر ۰/۲، ۰/۵، و ۰/۸ به ترتیب نشان‌دهنده مقادیر کوچک، متوسط و بزرگ اندازه اثر در نظر گرفته شد.<sup>[۲۸]</sup>

## یافته‌ها

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که اوج پلنتارفلکشن میچ پا در زیرمرحله هل دادن طی شرایط نواربندی ۹/۸ درصد در مقایسه با شرایط بدون نواربندی بالاتر بود ( $P=0/015$ ؛ اندازه اثر کوچک) (جدول ۱). اوج اورژن میچ پا طی دو فاز پاسخ بارگیری ( $P<0/001$ ) و میانه استقرار ( $P<0/001$ ) در شرایط نواربندی کمتر از شرایط بدون نواربندی بود، اما مقادیر اندازه اثر در هر دو مورد بسیار پایین بود. میزان اوج اینورژن میچ پا نیز طی فاز هل دادن به طور معناداری ( $P<0/001$ ) و با اندازه اثر پایین کاهش پیدا نمود (جدول ۱). اوج چرخش داخلی میچ پا طی فاز پاسخ بارگیری در شرایط نواربندی کمتر از شرایط بدون نواربندی بود ( $P<0/001$ ). اوج چرخش خارجی میچ پا و اوج چرخش داخلی میچ پا به ترتیب طی دو فاز میانه استقرار و هل دادن در شرایط نواربندی بالاتر از شرایط بدون نواربندی بود ( $P<0/001$ ) (جدول ۱).

جدول ۱: مقایسه زوایای مفصل میچ پا در دو شرایط با و بدون نواربندی طی زیرمراحل فاز اتکای دویدن. \*سطح معناداری  $P<0/05$

صفحه	فاز	حرکت	بدون نواربندی	با نواربندی	P-value	اندازه اثر
ساجیتال	پاسخ بارگیری	دورسی فلکشن	۴/۲۳±۳/۹۳	۳/۸۱±۳/۸۳	۰/۷۵۵	۰/۱۰
	میانه استقرار	دورسی فلکشن	۱۳/۷۱±۳/۲۳	۱۲/۴۳±۵/۸۴	۰/۱۲۷	۰/۲۸
	هل دادن	پلنتار فلکشن	-۱۹/۸۶±۵/۹۱	-۱۷/۹۱±۶/۷۵	*۰/۰۱۵	۰/۳۰
فرونتال	پاسخ بارگیری	اورژن	-۱۰/۲۴±۵/۹۳	-۱۲/۶۱±۶/۱۴	*۰/۰۰۰	۰/۳۹
	میانه استقرار	اورژن	-۱۲/۹۲±۵/۸۴	-۱۲/۶۰±۶/۱۳	*۰/۰۰۰	۰/۰۵
	هل دادن	اینورژن	۳/۰۱±۶/۳۶	۳/۰۴±۷/۷۵	*۰/۰۰۰	۰/۰۰
هوریزنتال	پاسخ بارگیری	چرخش داخلی	۴/۸۴±۱۰/۴۹	۳/۶۹±۱۰/۴۶	*۰/۰۰۰	۰/۱۰
	میانه استقرار	چرخش خارجی	-۱/۵۰±۹/۲۵	-۱/۹۰±۹/۵۰	*۰/۰۰۰	۰/۰۴
	هل دادن	چرخش داخلی	۱۳/۳۶±۸/۲۱	۱۳/۳۷±۸/۲۸	*۰/۰۰۰	۰/۰۰

مقادیر اوج فلکشن زانو طی فاز پاسخ بارگیری در شرایط نواربندی افزایش و طی فاز میانه استقرار در شرایط نواربندی کاهش پیدا نمود؛ با وجود این مقادیر اندازه اثر در هر دو مورد بسیار پایین بود ( $P<0/05$ ) (جدول ۲). مقدار فلکشن زانو طی فاز هل دادن در شرایط نواربندی ۴/۴ درصد کاهش پیدا نمود ( $P=0/008$ ) (جدول ۲). اوج آداکشن زانو طی کل فاز استقرار دویدن (در زیرمرحله پاسخ بارگیری حدود ۰/۷ درجه، در زیرمرحله میانه استقرار حدود ۱/۳ درجه، در زیرمرحله هل دادن حدود ۱ درجه) در شرایط نواربندی به طور معناداری کمتر از شرایط بدون نواربندی بود. مقادیر اوج چرخش خارجی زانو طی سه زیرمرحله پاسخ بارگیری (حدود ۵ درصد)، میانه استقرار (حدود ۶/۲ درصد)، و هل دادن (حدود ۲ درصد) در شرایط نواربندی به طور معناداری بزرگتر از شرایط بدون نواربندی بود ( $P<0/001$ ) (جدول ۲).

جدول ۲: مقایسه زوایای مفصل زانو در دو شرایط با و بدون نواربندی طی زیرمراحل فاز اتکای دویدن. \*سطح معناداری  $P<0/05$

صفحه	فاز	حرکت	بدون نواربندی	با نواربندی	P-value	اندازه اثر
ساجیتال	پاسخ بارگیری	فلکشن	-۲۳/۲۲±۴/۳۹	-۲۳/۲۵±۴/۵۴	*۰/۰۰۰	۰/۰۱
	میانه استقرار	فلکشن	-۳۰/۱۵±۵/۱۴	-۳۰/۱۳±۴/۹۲	*۰/۰۰۰	۰/۰۱
	هل دادن	فلکشن	-۱۶/۵۷±۳/۴۹	-۱۵/۸۴±۳/۶۲	*۰/۰۰۸	۰/۲۱
فرونتال	پاسخ بارگیری	آداکشن	۱/۹۵±۳/۴۲	۱/۲۰±۳/۶۹	*۰/۰۰۰	۰/۲۲
	میانه استقرار	آداکشن	۳/۳۹±۲/۸۹	۲/۱۲±۵/۰۳	*۰/۰۴۵	۰/۳۲
	هل دادن	آداکشن	۴/۳۰±۳/۰۰	۳/۳۱±۴/۹۱	*۰/۰۴۸	۰/۲۵
هوریزنتال	پاسخ بارگیری	چرخش خارجی	-۱۱/۹۹±۱۴/۰۲	-۱۲/۵۹±۱۳/۱۱	*۰/۰۰۰	۰/۰۴
	میانه استقرار	چرخش خارجی	-۷/۷۹±۱۵/۱۸	-۸/۲۸±۱۴/۶۸	*۰/۰۰۰	۰/۰۳
	هل دادن	چرخش خارجی	-۲۰/۴۰±۱۲/۰۶	-۲۰/۷۴±۱۱/۷۱	*۰/۰۰۰	۰/۰۲

مقادیر اوج فلکشن ران طی زیرمرحله پاسخ بارگیری در شرایط نواربندی حدود ۲/۸ درصد نسبت به شرایط بدون نواربندی کاهش نشان داد ( $P < 0.001$ ) (جدول ۳). مقادیر فلکشن و اکستنشن ران به ترتیب طی فاز میانه استقرار و هل دادن در شرایط نواربندی بیشتر از شرایط بدون نواربندی بود. با وجود این مقادیر اندازه اثر بسیار پایین بود ( $P < 0.001$ ) (جدول ۳). مقادیر اوج چرخش داخلی طی هر سه زیرمرحله پاسخ بارگیری، میانه استقرار، و هل دادن در شرایط نواربندی حدود یک درجه در مقایسه با شرایط بدون نواربندی کاهش نشان داد ( $P < 0.001$ ) (جدول ۳).

جدول ۳: مقایسه زوایای مفصل ران در دو شرایط با و بدون نواربندی طی زیرمراحل فاز اتکای دویدن. \*سطح معناداری  $P < 0.05$

صفحه	فاز	حرکت	بدون نواربندی	با نواربندی	P-value	اندازه اثر
ساجیتال	پاسخ بارگیری	فلکشن	۲۹/۵۹±۵/۰۹	۲۸/۷۵±۴/۶۷	*۰/۰۰	۰/۱۷
	میانه استقرار	فلکشن	۲۷/۲۳±۵/۲۳	۲۷/۲۴±۴/۶۳	*۰/۰۰	۰/۰۰
	هل دادن	اکستنشن	-۳/۶۶±۵/۰۹	-۳/۷۱±۵/۰۸	*۰/۰۰	۰/۰۰
فروناتال	پاسخ بارگیری	آداکشن	۹/۵۵±۳/۲۸	۸/۶۳±۳/۸۴	*۰/۰۰	۰/۲۵
	میانه استقرار	آداکشن	۱۰/۳۶±۳/۴۸	۹/۸۰±۴/۲۰	*۰/۰۰	۰/۱۴
	هل دادن	آداکشن	۶/۸۰±۳/۲۴	۶/۳۶±۴/۱۱	*۰/۰۰	۰/۱۲
هوریزنتال	پاسخ بارگیری	چرخش داخلی	۳/۱۹±۶/۸۲	۲/۷۹±۶/۲۳	*۰/۰۰	۰/۰۶
	میانه استقرار	چرخش داخلی	۳/۹۳±۵/۸۲	۲/۹۳±۶/۰۸	*۰/۰۰	۰/۱۶
	هل دادن	چرخش داخلی	۳/۰۷±۴/۳۸	۲/۳۱±۵/۱۸	*۰/۰۰	۰/۱۶

## بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی اثر نواربندی آبدکتوری و چرخش دهنده‌گی خارجی ران بر کینماتیک سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی طی زیرمراحل فاز اتکا (شامل پاسخ بارگیری، میانه اتکا و هل دادن) دویدن می‌باشد. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که اوج پلنتارفلکشن مچ پا در زیرمرحله هل دادن طی شرایط نواربندی در مقایسه با شرایط بدون نواربندی بالاتر بود. اوج اورژن مچ پا طی دو فاز پاسخ بارگیری و میانه استقرار در شرایط نواربندی کمتر از شرایط بدون نواربندی بود، اما مقادیر اندازه اثر در هر دو مورد بسیار پایین بود. اورژن بیش از حد پا در ایجاد آسیب‌های اندام تحتانی از جمله پلنتارفاشیا، استرس فراکچر تیبیا و پا [۳۰، ۳۹]، سندروم فشار داخلی تیبیا [۳۱-۳۳]، سندروم درد کشککی رانی [۳۴، ۳۵] و آسیب رباط صلیبی قدامی [۳۶، ۳۷] تاثیرگذار است؛ بنابراین کاهش اورژن مشاهده‌شده در پژوهش حاضر در نتیجه استفاده از نواربندی می‌تواند احتمالاً در پیشگیری از آسیب‌های ناشی از اورژن بیش از حد پا موثر باشد. یکی از علل احتمالی کاهش اورژن مچ پا را می‌توان به دلیل جفت بودن حرکات چرخش خارجی ران، چرخش خارجی درشت‌نی و اورژن مچ پا در طی فاز اتکای دویدن و همچنین راه رفتن نسبت داد [۳۴، ۳۸، ۳۹]؛ چرا که نواربندی مورد استفاده در پژوهش حاضر توانسته با کاهش چرخش خارجی ران این حلقه اتصالی را تا کاهش اورژن مچ پا ادامه دهد. با این وجود، با توجه به پایین بودن مقادیر اندازه اثر در پژوهش حاضر، اثبات هر چه بهتر این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر و به ویژه در افراد با پای پرونیته دارد. همچنین در پژوهش حاضر، اوج چرخش داخلی مچ پا طی فاز پاسخ بارگیری در شرایط نواربندی کمتر از شرایط بدون نواربندی و اوج چرخش خارجی و داخلی مچ پا به ترتیب طی دو فاز میانه استقرار و هل دادن در شرایط نواربندی بالاتر از شرایط بدون نواربندی بود.

مقادیر اوج فلکشن زانو طی فاز پاسخ بارگیری در شرایط نواربندی افزایش و طی فاز میانه استقرار در شرایط نواربندی کاهش پیدا نمود، با وجود این مقادیر اندازه اثر در هر دو مورد بسیار پایین بود. افزایش اوج فلکشن زانو در فاز پاسخ بارگیری در نتیجه نواربندی می‌تواند در جذب شوک ناشی از نیروهای عکس‌العمل زمین و همچنین کاهش نرخ بارگذاری نیروی عمودی عکس‌العمل زمین که یکی از ریسک‌فاکتورهای اصلی ایجاد آسیب [۴۰] می‌باشد، نقش داشته باشد. با توجه به پایین بودن مقدار اندازه اثر و میزان این تغییرات بررسی اهمیت کلینیکی این تغییرات نیاز به مطالعات بیشتر را دارا می‌باشد. در پژوهش حاضر، اوج آداکشن زانو طی کل فاز استقرار دویدن (در زیرمرحله پاسخ بارگیری حدود ۰/۷ درجه، در زیرمرحله میانه استقرار حدود ۱/۳ درجه، در زیرمرحله هل دادن حدود ۱ درجه) در شرایط نواربندی به طور معناداری کمتر از شرایط بدون نواربندی بود. افزایش اوج آداکشن زانو در نتیجه افزایش گشتاور آداکتوری خارجی زانو رخ می‌دهد [۴۱]. [۴۲] که اصلی‌ترین ریسک فاکتور ابتلا به استئوآرتریت کمپارتمان جانب داخلی زانو معرفی شده است؛ بنابراین کاهش حدود یک درجه‌ای اوج آداکشن زانو در طی کل فاز استقرار راه رفتن در نتیجه استفاده از نواربندی چرخش دهنده‌گی خارجی و آبدکتوری ران می‌تواند در پیشگیری از آسیب استئوآرتریت کمپارتمان جانب داخلی زانو ایفادی نقش نماید؛ اگر چه میزان کاهش اوج آداکشن زانو در نتیجه نواربندی به لحاظ کمی پایین می‌باشد، اما با توجه به اینکه دویدن یکی از بخش‌های اصلی فعالیت‌های روزمره و فعالیت‌های ورزشی است، همین میزان کاهش اوج آداکشن نیز می‌تواند از اهمیت بالایی در کاهش نرخ آسیب به ویژه در ورزشکاران برخوردار باشد. همچنین در پژوهش حاضر،



مقادیر اوج چرخش خارجی زانو طی سه زیرمرحله پاسخ بارگیری (حدود ۵ درصد)، میانه استقرار (حدود ۶/۲ درصد)، و هل دادن (حدود ۲ درصد) در شرایط نواربندی به طور معناداری بزرگتر از شرایط بدون نواربندی بود. مکانیسم جفت شدن حرکات بین پا و استخوان تیبیا که در آن پرونیشن پا با چرخش داخلی تیبیا همراه بوده از جمله ریسک فاکتورهای ابتلا به سندروم درد کشککی رانی معرفی شده است.<sup>[۳۳، ۳۴]</sup> بنابراین استفاده از نواربندی چرخش دهنده‌گی خارجی و آبداکتوری ران در کاهش ریسک فاکتورهای ابتلا به سندروم درد کشککی رانی طی دویدن مفید می‌باشد. با این وجود، با توجه به پایین بودن اندازه اثر لزوم انجام پژوهش بیشتر در این زمینه ضروری می‌باشد.

مقادیر اوج فلکشن ران طی زیرمرحله پاسخ بارگیری در شرایط نواربندی حدود ۲/۸ درصد نسبت به شرایط بدون نواربندی کاهش نشان داد. همچنین مقادیر فلکشن و اکستنشن ران به ترتیب طی فاز میانه استقرار و هل دادن در شرایط نواربندی بیشتر از شرایط بدون نواربندی بود، با وجود این مقادیر اندازه اثر بسیار پایین بود. مقادیر اوج چرخش داخلی طی هر سه زیرمرحله پاسخ بارگیری، میانه استقرار، و هل دادن در شرایط نواربندی حدود یک درجه در مقایسه با شرایط بدون نواربندی کاهش نشان داد. نتایج سونگ و همکاران هیچ‌گونه اختلاف معناداری را در زاویه چرخش داخلی ران هنگام استفاده از نواربندی چرخش دهنده‌گی خارجی ران طی حرکت اسکات بر روی یک پا در زنان دارای درد کشککی رانی نشان نداد.<sup>[۲۴]</sup> نتایج پژوهش حاضر با مطالعه‌ی سونگ و همکاران<sup>[۲۴]</sup> همسو نمی‌باشد. از جمله علل عدم همسویی پژوهش حاضر با نتایج سونگ و همکاران<sup>[۲۴]</sup> را می‌توان تفاوت در نمونه‌های آماری پژوهش (مردان جوان سالم در برابر زنان مبتلا به سندروم درد کشککی رانی)، تفاوت در تکلیف مورد مطالعه (دویدن در برابر اسکات بر روی یک پا)، تفاوت در نواربندی ران (نواربندی هر دو آبداکتوری و چرخش دهنده‌گی خارجی ران در برابر تنها نواربندی چرخش دهنده‌گی خارجی ران) نام برد. مطالعات مدل‌سازی بیومکانیکی نشان می‌دهد که عضله سرینی میانی بیشترین میزان اوج نیرو را در بین عضلات ران حین دویدن تولید می‌کند.<sup>[۴۴]</sup> عضله سرینی میانی عضله اصلی آبداکتور ران<sup>[۴۵]</sup> و تثبیت‌کننده لگن در اتکا یک‌طرفه پا در برابر جاذبه و<sup>[۴۶]</sup> کنترل‌کننده آداکشن و چرخش داخلی ران به صورت برون‌گرا محسوب می‌شود.<sup>[۴۷]</sup> ضعف عضله سرینی میانی می‌تواند منجر به درد جانبی ران، سندروم اصطکاک ایلیوتیبیال باند<sup>[۴۸، ۴۹]</sup>، سندروم درد کشککی رانی<sup>[۵۰-۵۱]</sup> و استئوآرتریت زانو شود.<sup>[۵۲]</sup> قسمت فوقانی عضله سرینی میانی به عنوان آبداکتور و چرخش خارجی ران در طی راه رفتن عمل می‌کند.<sup>[۵۳]</sup> عضله سرینی میانی و بزرگ، چرخش داخلی بیش از حد و آداکشن ران را کنترل می‌کند.<sup>[۵۴]</sup> یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که میزان چرخش داخلی ران در نتیجه استفاده از نواربندی عضله سرینی میانی و نواربندی چرخش دهنده‌گی خارجی ران کاهش پیدا می‌نماید که می‌تواند در پیشگیری از سندروم درد کشککی رانی مفید باشد.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به عدم ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در اندام تحتانی و عدم بررسی اثر استفاده طولانی مدت از نواربندی اشاره نمود. از سوی دیگر، آزمودنی‌ها در پژوهش حاضر افراد سالم بودند، این احتمال وجود دارد که گروه‌های بیمار از جمله دوندگان مبتلا به سندروم درد کشککی رانی پاسخ متفاوتی را به این شیوه نواربندی داشته باشند. به همین دلیل پیشنهاد می‌شود این پژوهش بر روی گروه‌های بیمار نیز انجام گردد.

## نتیجه گیری

نواربندی چرخش دهنده‌گی و آبداکتوری ران می‌تواند کینماتیک مفاصل اندام تحتانی (کاهش چرخش داخلی و آداکشن ران، کاهش آداکشن زانو) را در طی دویدن تغییر دهد. با این وجود، مقادیر اندازه اثر در همه موارد پایین بود؛ بنابراین مطالعات بیشتری در این حوزه و بر روی بیماران مختلف توصیه می‌شود.

## منابع

1. Pierpoint LA, Williams CM, Fields SK, Comstock RD. Epidemiology of injuries in United States high school track and field: 2008-2009 through 2013-2014. *The American journal of sports medicine*. 2016;44(6):1463-8.
2. Lysholm J, Wiklander J. Injuries in runners. *The American journal of sports medicine*. 1987;15(2):168-71.
3. Krabak BJ, Snitily B, Milani CJ. Running injuries during adolescence and childhood. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*. 2016;27(1):179-202.
4. Videbæk S, Bueno AM, Nielsen RO, Rasmussen S. Incidence of running-related injuries per 1000 h of running in different types of runners: a systematic review and meta-analysis. *Sports medicine*. 2015;45(7):1017-26.
5. Taunton JE, Ryan MB, Clement D, McKenzie DC, Lloyd-Smith D, Zumbo B. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British journal of sports medicine*. 2002;36(2):95-101.
6. Boling MC, Padua DA, Alexander Creighton R. Concentric and eccentric torque of the hip musculature in individuals with and without patellofemoral pain. *Journal of athletic training*. 2009;44(1):7-13.
7. Prins MR, Van Der Wurff P. Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. *Australian journal of physiotherapy*. 2009;55(1):9-15.

8. Huberti H, Hayes W. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *JBJS*. 1984;66(5):715-24.
9. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2003;33(11):639-46.
10. Besier TF, Gold GE, Delp SL, Fredericson M, Beaupré GS. The influence of femoral internal and external rotation on cartilage stresses within the patellofemoral joint. *Journal of Orthopaedic Research*. 2008;26(12):1627-35.
11. Lee TQ, Morris G, Csintalan RP. The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2003;33(11):686-93.
12. Salsich GB, Perman WH. Patellofemoral joint contact area is influenced by tibiofemoral rotation alignment in individuals who have patellofemoral pain. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2007;37(9):521-8.
13. Chaudhari AM, Andriacchi TP. The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury. *Journal of biomechanics*. 2006;39(2):330-8.
14. Boling MC, Bolgla LA, Mattacola CG, Uhl TL, Hosey RG. Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2006;87(11):1428-35.
15. Brindle TJ, Mattacola C, McCrory J. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2003;11(4):244-51.
16. Cowan SM, Crossley KM, Bennell KL. Altered hip and trunk muscle function in individuals with patellofemoral pain. *British journal of sports medicine*. 2009;43(8):584-8.
17. Carry PM, Kanai S, Miller NH, Polousky JD. Adolescent patellofemoral pain: a review of evidence for the role of lower extremity biomechanics and core instability. *Orthopedics*. 2010;33(7):498-507.
18. Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2009;39(1):12-9.
19. Willson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clinical biomechanics*. 2008;23(2):203-11.
20. Souza RB, Draper CE, Fredericson M, Powers CM. Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2010;40(5):277-85.
21. Lee TQ, Anzel SH, Bennett KA, Pang D, Kim WC. The influence of fixed rotational deformities of the femur on the patellofemoral contact pressures in human cadaver knees. *Clinical orthopaedics and related research*. 1994;302:69-74.
22. Noehren B, Barrance P, Pohl M, Davis I. A comparison of tibiofemoral and patellofemoral alignment during a neutral and valgus single leg squat: an MRI study. *The Knee*. 2012;19(4):380-6.
23. Aminaka N, Gribble PA. Patellar taping, patellofemoral pain syndrome, lower extremity kinematics, and dynamic postural control. *Journal of athletic training*. 2008;43(1):21-8.
24. Song C-Y, Huang H-Y, Chen S-C, Lin J-J, Chang AH. Effects of femoral rotational taping on pain, lower extremity kinematics, and muscle activation in female patients with patellofemoral pain. *Journal of science and medicine in sport*. 2015;18(4):388-93.
25. Anbarian M, Esmaeili H. Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types. *Gait & posture*. 2016;48:52-6.
26. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2009.
27. Jafarnejadgero AA, Shahverdi M, Madadi Shad M. The effectiveness of a novel Kinesio Taping technique on the ground reaction force components during bilateral drop landing in athletes with concurrent pronated foot and patella-femoral pain syndrome. *Journal of Advanced Sport Technology*. 2017;1(1):22-9.
28. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hillsdale, NJ: Lawrence Earlbaum Associates. 1988;2.
29. Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW, Cullison TR. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *The American journal of sports medicine*. 1999;27(5):585-93.
30. Barnes A, Wheat J, Milner C. Association between foot type and tibial stress injuries: a systematic review. *British journal of sports medicine*. 2008;42(2):93-8.
31. Payne C, Dananberg H. Sagittal plane facilitation of the foot. *Australas J Podiatr Med*. 1997;31(1):7-11.



32. Bennett JE, Reinking MF, Pluemer B, Pentel A, Seaton M, Killian C. Factors contributing to the development of medial tibial stress syndrome in high school runners. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2001;31(9):504-10.
33. Yates B, White S. The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. *The American journal of sports medicine*. 2004;32(3):772-80.
34. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1987;9(4):160-5.
35. Levinger P, Gilleard W. Tibia and rearfoot motion and ground reaction forces in subjects with patellofemoral pain syndrome during walking. *Gait & posture*. 2007;25(1):2-8.
36. Woodford-Rogers B, Cyphert L, Denegar CR. Risk factors for anterior cruciate ligament injury in high school and college athletes. *Journal of athletic training*. 1994;29(4):343.
37. Beckett ME, Massie DL, Bowers KD, Stoll DA. Incidence of hyperpronation in the ACL injured knee: a clinical perspective. *Journal of athletic training*. 1992;27(1):58.
38. 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.
39. Buldt AK, Murley GS, Butterworth P, Levinger P, Menz HB, Landorf KB. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait & posture*. 2013;38(3):363-72.
40. Farahpour N, Jafarnejhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *Journal of biomechanics*. 2016;49(9):1705-10.
41. Richards RE, van den Noort JC, van der Esch M, Booij MJ, Harlaar J. Effect of real-time biofeedback on peak knee adduction moment in patients with medial knee osteoarthritis: Is direct feedback effective? *Clinical Biomechanics*. 2017.
42. Marriott K, Birmingham T, Moyer R, Kanko L, Pinto R, Primeau C, et al. Association between high external knee adduction moment and increased pain during walking: within-limb comparisons in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2017;25:S112.
43. 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.
44. Lenhart R, Thelen D, Heiderscheit B. Hip muscle loads during running at various step rates. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2014;44(10):766-A4.
45. Standring S, Ellis H, Healy J, Johnson D, Williams A, Collins P, et al. *Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice*. *American Journal of Neuroradiology*. 2005;26(10):2703.
46. Al-Hayani A. The functional anatomy of hip abductors. *Folia morphologica*. 2009;68(2):98-101.
47. Moore KL, Dalley A. *Clinically Oriented Anatomy*, 1999. Baltimore: Williams and Wilkins.51-3.
48. Fredericson M, White JJ, MacMahon JM, Andriacchi TP. Quantitative analysis of the relative effectiveness of 3 iliotibial band stretches. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2002;83(5):589-92.
49. Lee S-P, Souza RB, Powers CM. The influence of hip abductor muscle performance on dynamic postural stability in females with patellofemoral pain. *Gait & posture*. 2012;36(3):425-9.
50. Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel CD, Serrao FV. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2012;42(6):491-501.
51. Magalhães E, Fukuda TY, Sacramento SN, Forgas A, Cohen M, Abdalla RJ. A comparison of hip strength between sedentary females with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2010 Oct;40(10):641-7.
52. Hinman RS, Hunt MA, Creaby MW, Wrigley TV, McManus FJ, Bennell KL. Hip muscle weakness in individuals with medial knee osteoarthritis. *Arthritis care & research*. 2010;62(8):1190-3.
53. Neumann DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2010;40(2):82-94.
54. Delp SL, Hess WE, Hungerford DS, Jones LC. Variation of rotation moment arms with hip flexion. *Journal of biomechanics*. 1999;32(5):493-501.