10.22037/jrm.2020.113497.2379 Research Article

Effect of Different Inclinations of Treadmill on Lower Extremity Kinematics during Running in Individuals with Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS)

Milad Fallahzade[1], Mohammad Reza Amir Seyfaddini*[2], Fariborz Mohammadipour[3]

1. Master of Science in Sport Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sports Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran
2. Associate Professor of Sport Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sports Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran
3. Associate Professor of Sport Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sports Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran

Received: 2020.April.13 **Revised:** 2020.May.06 **Accepted:** 2020.May.11 **Published Online:** 2020.MayJuly.13

ABSTRACT

Background and Aims: One of the most common injuries experienced by a high percentage of the population is the Patella Femoral Pain Syndrome (PFPS). Also, changes in the kinetics and kinematics may lead to increased loads around Patella joint which eventually results in the patella-femoral pain syndrome. The aim of the present research was to study the angular displacement of knee (KAD) and hip (HAD) joints while running on a treadmill with -5, 0, and +5 slopes in individuals with PFPS.

Materials and Methods: In the current study, 18 individuals with PFPS (age 23.87±1.47 years old, height 174.22±5.62 cm, and mass 69.18±10.07 kg) and 19 healthy individuals (age 24.47±1.30 years, height 173.78±6.34 cm and mass 74.33±9.41 kg) were recruited. Three-dimensional motion analysis system with six-camera Optoelectronics was used to measure KAD and HAD during a full gait cycle on treadmill. Repeated analysis of variance and independent t-test were used to analyze the data.

Results: The only significant difference observed was in the displacement of the knee angle between the Pattelofemoral pain syndrome and healthy groups at a slope of 5% (P=0.01). There was no significant difference between the mean angular displacement of the hip joint in the group with patellofemoral pain syndrome and healthy group on all the slopes. No significant difference was observed between any of the slopes compared to the mean angular displacement of the knee joint in people with patellar pain syndrome. Also, in comparing the angular displacement of the hip joint in people with patellar pain syndrome, except in -5 and +5% (P=0.001) slopes, there was no significant difference between -5 and 0% and +5 and 0% slopes.

Conclusion: According to the results, running on negative slopes can be considered a risk factor for people with PFPS. Conversely, steep slopes can reduce pressure on the knee joint, and it is recommended that running on positive slopes during exercise and rehabilitation for people with Pathoformal abnormalities be included. So, we can consider this as a general rule that the knee hyper flexion in weight-bearing position is not suitable for individuals with PFPS.

Keywords: Patella femoral pain syndrome; Slope levels; Angular displacement; Kinematics; Running.

How to cite this article: Milad Fallahzade, Mohammad Reza Amir Seyfaddini, Fariborz Mohammadipour. Effect of Different Inclinations of Treadmill on Lower Extremity Kinematics during Running in Individuals with Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS). J Rehab Med. 2021; 10 (1):69-78.

*Corresponding Author: Mohammad Reza Amir Seyfaddini, Associate Professor of Sport Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sports Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran
Email: seyfaddini@uk.ac.ir

مقاله پژوهشی
10.22037/jrm.2020.113497.2379

تاثیر شیب‌های مختلف تردمیل بر جابه‌جایی زاویه‌ای مفاصل زانو و ران هنگام دویدن در سربازان دارای سندروم درد کشککی رانی

میلاد فلاح‌زاده[1]، محمدرضا امیرسیف‌الدینی[2*]، فریبرز محمدی‌پور[3]

۱. کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر، کرمان، ایران
۲. دانشیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر، کرمان، ایران
۳. دانشیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر، کرمان، ایران

دریافت مقاله ۱۳۹۹/۰۱/۲۵ **بازنگری مقاله ۱۳۹۹/۰۲/۱۷** **پذیرش مقاله ۱۳۹۹/۰۲/۲۲**

چکیده

مقدمه و اهداف: امروزه یکی از آسیب‌های شایع که درصد بالایی از جامعه دچار آن هستند، سندروم درد کشککی رانی است. تغییرات در کینماتیک ممکن است منجر به افزایش بارهای وارده به سرتاسر مفصل کشککی رانی شود که نهایتا باعث سندروم درد کشککی رانی می‌شود؛ بنابراین هدف از تحقیق حاضر بررسی جابه‌جایی زاویه‌ای مفاصل زانو و مفصل ران هنگام دویدن روی تردمیل با شیب‌های ۵-، صفر و ۵+ در افراد دارای سندروم درد کشککی رانی بود.

مواد و روش‌ها: در تحقیق حاضر نمونه آماری از بین سربازان دوره آموزشی یکی از پادگان‌های شهر کرمان انتخاب شدند که شامل ۱۸ سرباز مبتلا به سندروم درد کشککی رانی (سن ۱/۴۷±۲۳/۸۷ سال قد، ۵/۶۲±۱۷۴/۲۲ سانتی‌متر و جرم ۱۰/۰۷±۶۹/۱۸ کیلوگرم) و ۱۹ سرباز سالم (سن ۱/۳۰±۲۴/۴۷ سال، قد ۶/۳۴±۱۷۳/۷۸ سانتی‌متر و جرم ۹/۴۱±۷۴/۳۳ کیلوگرم) بودند که برای شرکت در این آزمون از بین داوطلبین انتخاب شدند. متغیرهای مورد نظر در طول یک سیکل کامل دویدن با استفاده از سیستم سه‌بعدی آنالیز حرکت ۶دوربینه اوپتوالکترونیک اندازه‌گیری شد. از آزمون آنالیز واریانس مکرر و تی مستقل جهت آنالیز داده‌ها استفاده شد.

یافته‌ها: یافته‌ها نشان داد تنها تفاوت معنادار مشاهده‌شده در جابه‌جایی زاویه‌ای زانو بین گروه مبتلا به سندورم درد کشکی رانی و گروه سالم در شیب ۵- درصد (P=۰/۰۱) بود. بین میانگین جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل ران در گروه مبتلا به سندروم درد کشککی رانی و سالم در هیچ‌کدام از شیب‌ها تفاوت معناداری وجود نداشت. در مقایسه میانگین جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل زانوی افراد مبتلا به سندروم درد کشککی رانی بین هیچ‌یک شیب‌ها تفاوت معناداری مشاهده نشد. همین‌طور در مقایسه جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل ران افراد مبتلا به سندروم درد کشککی رانی به‌جز در شیب‌های ۵- و ۵+ درصد (P=۰/۰۰۱)، بین شیب‌های ۵- و صفر درصد و ۵+ و صفر درصد تفاوت معناداری وجود نداشت.

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد دویدن در شیب‌های منفی می‌تواند به‌عنوان یک ریسک‌فاکتور برای افراد مبتلا به PFPS در نظر گرفته شود و برعکس شیب‌های رو به بالا می‌تواند موجب کاهش فشار به مفصل زانو شده و پیشنهاد می‌شود تمرینات دویدن در شیب‌های مثبت در تمرینات ورزشی و بازتوانی برای افراد مبتلا به ناهنجاری پاتلوفمورال گنجانده شود. پس این‌گونه می‌توان دریافت که خم کردن بیش‌ازحد زانو در حالت تحمل وزن برای افرادی مبتلا به سندروم درد کشککی‌رانی مناسب نیست.

واژه‌های کلیدی: سندروم درد کشککی رانی؛ سطوح شیب‌دار؛ جابه‌جایی زاویه‌ای؛ کینماتیک؛ دویدن

نویسنده مسئول: محمدرضا امیرسیف‌الدینی، دانشیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر، کرمان، ایران
آدرس ایمیل: seyfaddini@uk.ac.ir

مقدمه و اهداف

سندروم درد کشککی رانی[1] (PFPS) یکی از شایع‌ترین ناهنجاری‌های اثرگذار بر اندام تحتانی فرد است. چهارده تا هفده درصد از مراجعه‌کنندگان به کلینیک‌های ورزشی به این عارضه مبتلا هستند. مبتلایان به این بیماری به‌طور معمول از دردی مبهم در قسمت خلفی کشکک و اطراف آن شکایت دارند که در فعالیت‌هایی نظیر بالا و پایین رفتن از پله، دویدن، نشستن طولانی‌مدت، انقباض ایزومتریک و فعالیت‌های فیزیکی تشدید می‌شود. اگرچه علت این سندروم هنوز نامشخص است، اما جابه‌جایی غیرطبیعی کشکک می‌تواند از دلایل اولیه آن باشد.[1] سندروم کشککی رانی، بیشتر در نتیجه آناتومی غیرطبیعی می‌باشد که زمینه‌ای را برای سندرومات بیومکانیکی فراهم می‌کند.[2] همچنین تغییرات در کینتیک و کینماتیک ممکن است منجر به افزایش بارهای وارده به سرتاسر مفصل کشککی رانی شود[3] که نهایتا باعث سندروم درد کشککی رانی می‌شود.[4]

تغییر در کینتیک و کینماتیک اندام تحتانی، اختلالات ساختاری اندام تحتانی، ضعف عضلانی، کاهش قدرت و ناراستایی پویا از عوامل خطر PFPS می‌باشد.[5] تعدادی از این عوامل خطر قابل‌اصلاح نیستند؛ بنابراین، این نیاز وجود دارد که تحقیقاتی با هدف شناسایی عوامل خطر اصلاح‌پذیر مرتبط با PFPS صورت گیرد. عوامل خطر اصلاح‌پذیری که در توسعه PFPS نقش دارند شامل تغییرات کینتیک و کینماتیک در حین انجام فعالیت‌های عملکردی و کاهش در قدرت عضلات ران و زانو می‌باشد. مفصل کشککی رانی ممکن است تحت تاثیر دیگر مفاصل اندام تحتانی قرار گیرد.[3] این عقیده وجود دارد که افزایش والگوس زانو که در نتیجه نزدیک شدن ران به وجود می‌آید، زاویه دینامیک عضله چهارسر را افزایش داده که باعث وارد آمدن نیروی بیش از اندازه در صفحه فرونتال بر روی کشکک می‌شود. حرکت غیرطبیعی استخوان ران بر روی درشت‌نی در صفحه فرونتال باعث وارد آمدن نیرویی در جهت خارج بر روی کشکک شده و بر روی مکانیک مفصل کشککی رانی اثر منفی می‌گذارد.[6]

درک درستی از چگونگی تاثیر کینماتیک اندام تحتانی بر مفصل کشککی رانی امری مهم به شمار می‌آید. مداخلات در کنترل غیرطبیعی مکانیک اندام تحتانی در ناحیه درد متمرکز نیستند، بلکه در بخش‌ها و مفاصل فوقانی و تحتانی مفصل کشککی رانی وجود دارند.[3] انواع مختلفی از فاکتورهای پاتومکانیکی ممکن است در وقوع PFPS موثر باشد و برای ثمربخش بودن مداخله واردشده باید بر عوامل زمینه‌ای که باعث ایجاد این سندروم می‌شود، تمرکز کرد و بر اساس آن روش درمان را تجویز نمود.[7]

مطالعات انجام‌شده نشان می‌دهد افراد مبتلا به استئوآرتریت برای کاهش گشتاور اداکشنی پارامترهای گام‌برداری خود را تغییر می‌دهند که این تغییرات شامل افزایش مدت‌زمان استانس و حمایت دوگانه، کاهش مدت-زمان سوئینگ و کاهش طول گام‌برداری می‌شود.[8] افراد مبتلا به استئوآرتریت برای کاهش گشتاور اداکشنی ایجادشده حول مفصل زانو از مکانیزم‌های جبرانی مانند افزایش فعالیت عضلات عمل‌کننده بر مفصل زانو یا تغییر در الگوی راه رفتن (مچ پا در حالت پرونیشن) استفاده می-کنند.[9] موندرمان و همکاران (۲۰۰۴) مکانیزم کاهش سرعت گام‌برداری را در جهت کاهش فشارهای وارده به مفاصل برای افراد مبتلا به استئوآرتریت پیشنهاد کردند[10]، اما آیا این راهکار برای افراد مبتلا به سندروم درد کشکی رانی که هنوز به استئوآرتریت دچار نشده‌اند نیز مفید می-باشد یا خیر، هنوز بررسی نشده است. همچنین در مورد شیب‌های راه رفتن در تحقیقات انجام‌شده بر گروه‌های مختلف نشان داده شده است که ویژگی‌های زمانی-فضایی با افزایش سرعت و شیب گام‌برداری حین راه رفتن از الگوی طبیعی بیشتر فاصله می‌گیرد.[3]

از آنجا که طیف وسیعی از عوامل ممکن است باعث وقوع PFPS شود، بعید است استفاده از یک روش اصلاحی برای تمام بیماران دارای PFPS مفید باشد. به‌منظور بهینه-سازی در بازتوانی، برای انتخاب روش تمرین‌درمانی باید عواملی که در وقوع PFPS موثر هستند را مورد هدف قرار داد.[11] با توجه به تنوع فاکتورهایی که در PFPS نقش دارند، در این پژوهش، محقق با انتخاب سربازان حاضر در یک پادگان به‌عنوان آزمودنی، تلاش کردند تا میزان اثرگذاری عوامل مخل بر نتایج را به حداقل برسانند. همچنین در مورد شیب‌های دویدن و راه رفتن در تحقیقات انجام‌شده بر گروه‌های مختلف نشان داده شده است که ویژگی‌های زمانی-فضایی با افزایش سرعت و شیب گام-برداری حین دویدن از الگوی طبیعی بیشتر فاصله می-گیرد.[12] با توجه به اینکه محققین در جستجوها و مطالعات خود تحقیقی را به این‌صورت یافت نکردند که به‌طور خاص تأثیر شیب‌های مختلف را بر افراد دارای سندروم درد کشککی رانی بررسی کرده باشد، لذا هدف از انجام پژوهش کنونی بررسی تأثیر شیب‌های مختلف تردمیل بر کینماتیک اندام تحتانی هنگام دویدن در افراد دارای سندروم درد کشککی رانی می‌باشد.

[1] Patella Femoral Pain Syndrome

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نظر هدف کاربردی و از نظر ماهیت و روش تحقیق از نوع نیمه‌تجربی بود. جامعه آماری تحقیق شامل تمامی سربازان دوره آموزشی یکی از پادگان‌های آموزشی شهر کرمان بود. نمونه آماری این تحقیق شامل ۱۸ سرباز مبتلا به عارضه سندروم درد کشککی رانی به‌عنوان گروه PFPS و ۱۹ سرباز که هیچ‌گونه آسیب‌دیدگی قبلی در اندام تحتانی خود نداشته‌اند، به‌عنوان گروه سالم است که به روش نمونه‌گیری هدفمند و در دسترس انتخاب شدند.

محققین جهت ورود آزمودنی‌ها به گروه دارای سندروم درد کشککی رانی معیارهایی از قبیل وجود درد جلوی زانو یا خلف و اطراف کشکک به‌مدت حداقل ۲ ماه، وجود درد در دو یا بیشتر فعالیت‌هایی نظیر بالا رفتن و پایین رفتن از پله، نشستن برای مدت طولانی با زانوی خم، اسکوات، زانو زدن، دویدن و چمباتمه زدن، نداشتن سابقه استئوآرتریت، آسیب یا جرّاحی قبلی زانو، آسیب‌های تاندون کشککی، ازگودشولاتر، دررفتگی کشکک، عفونت مفصلی، ضرب‌دیدگی ناحیه زانو و مثبت بودن تست کلارک[1] [۱۳] را تعیین نمود. همچنین از نظر محقق افرادی می‌توانند وارد گروه سالم شوند که سابقه آسیب‌دیدگی یا عمل جراحی در اندام تحتانی نداشته باشند، هیچ‌گونه نقص عضو در اندام تحتانی یا نقص در سیستم عصبی-عضلانی نداشته باشند و همین‌طور از نظر قد، سن، جرم بدن متناسب با گروه PFPS باشند.

در ابتدا به هر یک از آزمودنی‌ها پرسشنامه ویژگی‌های فردی داده شد و از آنها خواسته شد که به سؤالات آن پاسخ دهند. افرادی که سابقه هیچ‌گونه شکستگی، عمل جراحی و یا عارضه‌ای جز PFPS در اندام تحتانی را نداشتند، برای آزمون شناخته شده و به تحقیق وارد شدند. در مرحله اول، آزمودنی‌های گروه تجربی انتخاب شده و پس از آن، گروه کنترل با فاکتورهای دموگرافی نسبتا همسان از قبیل قد، وزن، سن و نسبت طول اندام تحتانی به فوقانی انتخاب شدند. جهت تعیین شدت ناهنجاری در زانوی آزمودنی‌ها، وجود درد در مفصل زانوی آنها با استفاده از تست کلارک و شدت درد زانو با مقیاس بصری درد[2](VAS) [۱۳] اندازه‌گیری شد. تمامی بررسی‌ها تحت نظر مستقیم کارشناس ارشد آسیب‌شناسی ورزشی انجام گرفت.

پس از انتخاب آزمودنی‌ها، فرم رضایت‌نامه جهت همکاری در پژوهش به آنها داده شد و بعد از آن که آزمودنی‌ها تمایل خود را جهت شرکت در این تحقیق نشان دادند، در دو گروه مبتلا به PFPS و گروه افراد سالم طبقه‌بندی شدند. برای ثبت سه‌بعدی راه رفتن آزمودنی‌ها از سیستم اپتوالکتریک سه‌بعدی Motion Analysis (مدل Raptor-H Digital Real Time System ساخت کشور آمریکا) با شش دوربین و نرم‌افزار Cortex برای تحلیل داده‌های جمع‌آوری‌شده نسخه 2.5.0.1160-64 bit بهره گرفته شد. برای این تحقیق، فرکانس دوربین‌ها ۱۲۰ هرتز در نظر گرفته شد.[۱۴ و ۱۵] چیدمان دوربین‌ها به نحوی بود که هر مارکر در هر لحظه حداقل توسط دو دوربین رؤیت می‌شد. کالیبره کردن دوربین‌ها به شکلی بود که محور X در امتداد مسیر گام‌برداری و عمود بر صفحه فرونتال آزمودنی‌ها قرار می‌گرفت. حجم کالیبراسیون نیز به اندازه‌ای بود که تردمیل و آزمودنی را به‌طور کامل پوشش می‌داد. این حجم دارای ۲/۵ متر طول، ۱/۵ متر عرض و ۲ متر ارتفاع بود.

تصویر ۱. محل قرارگیری ۶ دوربین اپتوالکترونیک نسبت به تردمیل

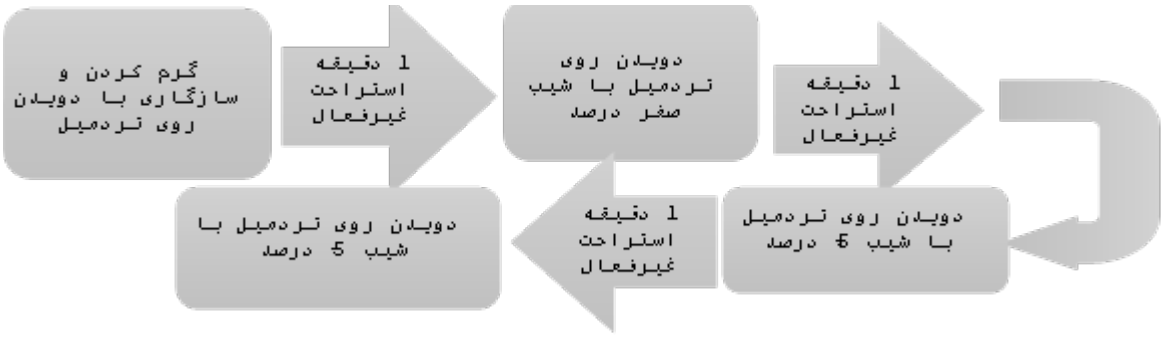
[1] Clark Sign

[2] Visual Analog Scale

پس از آماده کردن مقدمات کار، برای جلوگیری از حرکات مارکرها و ثبت دقیق‌تر تصاویر از آزمودنی‌ها خواسته شد با حداقل لباس ممکن در تست‌گیری شرکت کنند. سپس چهار ماکر انعکاسی پسیو بر موقعیت‌های مورد نظر قرار داده شد. این محل‌ها شامل خار خاصره‌ای قدامی-فوقانی سمت راست، برجستگی بزرگ استخوان ران سمت راست، کندیل خارجی زانوی پای راست و قوزک خارجی مچ پای راست بودند.[۱۶] مارکرها با استفاده از چسب دوطرفه بر بدن آزمودنی‌ها فیکس شد (این نوع چیدمان مارکر، مخصوص افرادی است که در مفصل کشککی رانی پای سمت راست و یا هر دو مفصل کشککی رانی دچار عارضه می‌باشند). در افرادی که در پای چپ دچار سندروم درد کشککی رانی هستند، چیدمان مارکرهای فوق به سمت چپ بدن انتقال می‌یافت، سپس افراد با قرار گرفتن بر روی تردمیل با شیب صفر درجه، شروع به دویدن می‌کنند، پس از اینکه به آزمودنی‌ها فرصت کافی داده شد تا با نحوه راه رفتن و دویدن روی تردمیل سازگاری لازم را پیدا کنند با تشخیص آزمونگر و اعلام آزمودنی فرد به‌مدت ۱ دقیقه با سرعت خودانتخابی به دویدن می‌پرداخت و پس از این یک دقیقه، به مدت ۱۰ ثانیه ضبط حرکت انجام می‌پذیرفت. سپس به‌ترتیب شیب تردمیل بر روی ۵+ و ۵-[۱۴ و ۱۵] تنظیم شد و مجددا مراحل قبل تکرار شد. بین هر تست به فرد ۱ دقیقه استراحت داده شد.

با توجه به اینکه تردمیل مورد استفاده، قابلیت تنظیم شیب منفی را نداشت، جهت تنظیم شیب منفی، ابتدا زاویه نوار غلتان تردمیل با سطح افق و مقدار انحراف تردمیل در زمان اعمال شیب ۵+ محاسبه شد، سپس به-وسیله دو بلوکه که توسط محقق ساخته شده بود، همان زاویه و انحراف در سمت مخالف تردمیل ایجاد شد و تست‌گیری در شیب ۵- در این حالت انجام شد.

تصویر ۲. محل قرارگیری مارکرهای انعکاسی روی بدن آزمودنی



تصویر ۳. پروتکل تست‌گیری از آزمودنی‌ها

داده‌های ثبت‌شده به‌وسیله نرم‌افزار CORTEX نسخه ۲/۵ مورد پردازش قرار گرفت. جهت حذف کردن نویزهای ناشی از حرکت مارکرها، فیلتر پایین‌گذر Butterworth با فرکانس ۸ هرتز مورد استفاده قرار گرفت. به‌منظور کاهش داده‌ها، از فیلم ضبط‌شده از سه گام متوالی منتخب استخراج شد و سپس پارامترهای مورد نظر شامل KAD و HAD به دست آمد.

با توجه به تاثیرگذاری طول اندام تحتانی در متغیرهای مورد ارزیابی در آزمون، فاصله بین خار خاصره فوقانی-قدامی[1](Asis) تا قوزک داخلی به‌عنوان طول پا اندازه‌گیری شد.[۸] برای رفع اثر مخل طول اندام تحتانی بر نتایج محققین افرادی را به‌عنوان آزمودنی انتخاب و وارد آزمون کردند که از این نظر مشابه و نزدیک به‌هم باشند (یکسان بودن آزمودنی‌ها در این متغیر در جدول ۱ مشخص است).

جهت تجزیه‌وتحلیل داده‌ها از روش‌های آماری توصیفی و در مورد آمار استنباطی، ابتدا نرمال بودن داده‌ها از طریق آزمون شاپیرو-ویلک مورد بررسی قرار گرفت. جهت به دست آوردن تفاوت‌های درون‌گروهی برای گروه PFPS از آزمون آنالیز مکرر واریانس و برای تعیین نقاط معناداری از آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. در تمامی آزمون‌های آماری، سطح معناداری P<۰/۰۵ در نظر گرفته شد. برای بررسی فرضیه‌های تحقیق در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ استفاده شد.

یافته‌ها

اطلاعات توصیفی و ویژگی‌های دموگرافیک گروه‌ها در جدول ۱ نمایش داده شده است.

جدول ۱. اطلاعات توصیفی و ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها

شاخص	گروه	میانگین	انحراف‌استاندارد
سن (سال)	سالم	۲۴/۴۷	۱/۳۰۷
	PFPS	۲۳/۸۷	۱/۴۷۸
قد (سانتی‌متر)	سالم	۱۷۳/۷۸۹	۶/۳۴۷۲
	PFPS	۱۷۴/۲۲۲	۵/۶۲۰۹
جرم بدن (کیلوگرم)	سالم	۷۴/۳۳۷	۹/۴۱۸۷
	PFPS	۶۹/۱۸۳	۱۰/۰۷۲۶
BMI	سالم	۲۴/۶۳۸۴	۳/۱۰۵۵۱
	PFPS	۲۲/۷۹۰۶	۳/۰۹۵۷۴
طول اندام تحتانی (سانتی‌متر)	سالم	۱۰۷/۱۷	۲/۱۶۳
	PFPS	۱۰۸/۲۵	۲/۵۹۶

نتایج آزمون آماری تی مستقل نشان داد (جدول ۲) که بین گروه مبتلا به PFPS و گروه کنترل در هنگام دویدن بر شیب‌های مختلف به‌جز متغیر KAD در شیب ۵- درصد (P=۰/۰۱۹) در بقیه موارد تفاوت معناداری وجود ندارد.

جدول ۲. نتایج آزمون آماری متغیرهای جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل زانو و جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل ران حین دویدن بر شیب‌های مختلف تردمیل در دو گروه مبتلا به سندروم درد کشککی رانی و سالم

متغیر	شیب تردمیل	گروه مبتلا به PFPS (n=18)	گروه سالم (n=19)	P
KAD (درجه)	۵- درصد	۶۸/۷±۶۵/۴۴	۷۸/۱۵±۶۶/۷۳	۰/۰۱۹*
	صفر درصد	۶۶/۶۱ ±۶/۰۲	۷۲/۱۴±۳۰/۰۴	۰/۱۱
	۵+ درصد	۶۷/۸±۰۷/۸۲	۷۴/۱۴±۸۷/۸۳	۰/۰۶
حداکثر زاویه فلکشن زانو (درجه)	۵- درصد	۹۶/۱۵±۹۴/۷۳	۱۰۳/۵±۹۰/۵۶	۰/۰۸
	صفر درصد	۱۰۳/۶±۵۲/۰۹	۹۹/۱۴±۲۸/۲۹	۰/۲۴
	۵+ درصد	۱۰۳/۶±۲۹/۸۳	۹۷/۱۹±۸۴/۱۶	۰/۱۹
حداکثر زاویه اکستنشن زانو (درجه)	۵- درصد	۱۷۲/۶±۱۷/۱۳	۱۷۵/۲۱±۶۰/۴	۰/۰۵۴
	صفر درصد	۱۷۰/۶±۱۴/۲۱	۱۷۱/۱۰±۶۶/۸۷	۰/۶۰
	۵+ درصد	۱۷۰/۷±۳۷/۱۴	۱۷۲/۷±۷۳/۴۵	۰/۳۳

[1] Anterior Superior Iliac Spine

HAD (درجه)	۵- درصد	۸±۲۳/۴۸	۲۳/۵±۴۹/۰۷	۰/۸۳
	صفر درصد	۲۵/۱۱±۶۷/۳۷	۲۷/۱۱±۴۲/۷۶	۰/۶۴
	۵+ درصد	۲۶/۸±۳۴/۲۷	۲۲/۶±۹۵/۹۲	۰/۱۸
حداکثر زاویه فلکشن ران (درجه)	۵- درصد	۱۱۱/۶±۸۷/۴۷	۱۱۱/۱۰±۵۳/۶۵	۰/۶۴
	صفر درصد	۱۰۷/۹±۷۲/۵۱	۱۰۹/۱۱±۲۶/۰۳	۰/۶۵
	۵+ درصد	۱۰۸/۶±۵۰/۵۹	۱۱۱/۱۱±۴۶/۵۱	۰/۳۴
حداکثر زاویه اکستنشن ران (درجه)	۵- درصد	۱۳۵/۸±۲۷/۹۳	۱۳۳/۸±۸۶/۵۰	۰/۶۲
	صفر درصد	۱۳۴/۹±۷۶/۶۹	۱۳۶/۸±۶۹/۳۸	۰/۵۲
	۵+ درصد	۱۳۴/۸±۹۹/۸۴	۱۳۴/۸±۰۰/۶۷	۰/۷۳

***نشان‌دهنده تفاوت معنادار (P<0.05)**

به‌منظور بررسی تأثیر شیب‌های مختلف بر KAD و HAD حین دویدن افراد مبتلا به PFPS و با توجه به نرمال بودن تمامی متغیرها از آزمون آنالیز مکرر واریانس استفاده شد و تفاوت‌ها به دست آمد. در مورد تأثیر شیب‌های مختلف تردمیل، نتایج آزمون‌های درون‌گروهی نشان داد با تغییر شیب تردمیل از صفر به ۵- درصد (P=۰/۲۵) و از صفر به ۵+ درصد (P=۱/۰۰) و همین‌طور از ۵- به ۵+ درصد (P=۰/۹۵) بین میانگین KAD در شیب‌های ۵-، صفر و ۵+ درصد اختلاف معناداری مشاهده نشده است. همچنین در مورد اثر شیب‌های مختلف تردمیل، نتایج آزمون‌های درون‌گروهی نشان داد که با تغییر شیب تردمیل از صفر به ۵- (P=۰/۱۲) و از صفر به ۵+ (P=۱/۰۰) بین میانگین HAD در شیب‌های ۵-، صفر و ۵+ اختلاف معناداری مشاهده نشده است، ولی در تغییر شیب تردمیل از ۵- به ۵+ درصد (P=۰/۰۰۱) اختلاف معنادار است.

نتایج نشان داد که تنها در متغیر HAD بین شیب‌های ۵+ و ۵- اختلاف معناداری وجود دارد (جدول ۳).

جدول ۳. مقایسه جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل زانو و جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل ران بین شیب‌های مختلف تردمیل در گروه مبتلا به سندروم درد کشککی رانی

متغیر	مقایسه شیب‌های تردمیل	انحراف استاندارد±میانگین	P
KAD	۵- با صفر درصد	۶۸/۷±۶۵/۴۴	۰/۲۵
	صفر با ۵+ درصد	۶۶/۶±۶۱/۰۲	۱/۰۰۰
	۵+ با ۵- درصد	۶۷/۸±۰۷/۸۲	۰/۹۵
HAD	۵- با صفر درصد	۸±۲۳/۴۸	۰/۱۲
	صفر با ۵+ درصد	۲۵/۱۱±۶۷/۳۷	۱/۰۰
	۵+ با ۵- درصد	۲۶/۸±۳۴/۲۷	۰/۰۰۱*

***نشان‌دهنده تفاوت معنادار (P<0.05)**

بحث

هدف اصلی پژوهش حاضر، بررسی تأثیر شیب‌های متفاوت تردمیل بر کینماتیک دویدن سربازان مبتلا به ناهنجاری پاتلوفمورال و مقایسه پارامترهای اندازه‌گیری‌شده با گروه کنترل بود. به این دلیل آزمودنی‌های این تحقیق سربازان انتخاب شدند تا بتوان تا حد امکان اثر عوامل مخل بر نتایج را حذف نمود. بر اساس نتایج بین پارامترهای زمانی-فضایی دویدن افراد مبتلا به PFPS با افراد سالم هنگام دویدن با سرعت خودانتخابی بر شیب‌های ۵-، صفر و ۵+ اختلاف معناداری وجود نداشت. یافته‌های این تحقیق همسو با نتایج تحقیق استیف و همکاران (۲۰۱۱) نشان داد این افرادی که هنوز به استئوآرتریت مبتلا نشده‌اند، نیازی به تغییر در پارامترهای زمانی-فضایی گام‌برداری جهت کاهش بارهای واردشده به مفصل زانو ندارند و راه رفتن آنها مشابه با افراد سالم می‌باشد.[۱۲]

سانچز-آلفونسو[۱۷] در تحقیق خود بیان کرد میزان فلکشن زانو بر نحوه توزیع نیروی تماسی بین رویه‌های داخلی و خارجی مفصل پاتلوفمورال تأثیر می‌گذارد، به نحوی که با افزایش این زوایا میزان نیروی تماسی در کمپارتمان خارجی مفصل افزایش می‌یابد. با توجه به اینکه نتایج تحقیق حاضر دامنه حرکتی بیشتر مفصل زانو در گروه مبتلا به PFPS را نشان می‌دهد که دامنه حرکتی بیشتر بیانگر فلکشن بیشتر در این مفصل است و طبق گزارش سانچز-آلفونسو نیز هرچه فلکشن زانو کمتر باشد، فشار وارده بر مفصل پاتلوفمورال کمتر بوده و در بهبود سندروم مؤثرتر است.

در بیمارانی که سیستم مغز و اعصاب آن‌ها آسیب‌دیده است مانند بیماران همی‌پارژی، افراد مبتلا به سندروم داون یا

افراد با آسیب‌های نخاعی، تغییر دادن شیب راه رفتن موجب تغییر در پارامترهای گام‌برداری این بیماران می‌شود.[۱۸ و ۱۹] راه رفتن در شیب‌های مختلف بر اساس یافته‌های شکل‌های جدیدی از رفتار در همکاری میان اجزای متفاوت و زمینه وظایف را پدیدار می‌سازد. زمانی که سندروماتی که این فعل و انفعالات را تسهیل می‌کنند، به فرد تحمیل شود، موجب می‌شود که مهارت حرکتی عملکردی‌تر و کاربردی‌تر شود.[۲۰] در رابطه با افراد مبتلا به PFPS، با توجه به اینکه سیستم عصبی آن‌ها سالم است و سطوح مفصلی آن‌ها دچار تخریب غضروف مفصلی شده است، راه رفتن آن‌ها بر سطوح بدون شیب الگویی مشابه با افراد سالم ندارد و شیب نیز به‌عنوان یک متغیر مستقل می‌تواند بر این پارامترها تأثیرگذار باشد.

بالدن و همکاران (۲۰۱۲) بعد از هشت هفته تمرین ثبات عملکردی بر روی افراد دارای PFPS تفاوت معناداری در فلکش زانو مشاهده نکردند.[۲۱] مکنزی و همکاران (۲۰۱۰) در تحقیقی که بر روی زنان دارای PFPS انجام داده بودند، گزارش کردند که در دو سرعت کم و زیاد حرکت بر روی پله، افراد دارای PFPS فلکشن بیشتری در سرعت کم در حین حرکت بر روی پله‌ها نسبت به گروه کنترل از خود نشان دادند.[۲۲] مک‌کلینتون و همکاران (۲۰۰۷) فلکشن زانوی بیشتری را در افراد دارای PFPS هنگام بالا رفتن از پله در لحظه تماس با سطح پله با هر ارتفاعی را گزارش کردند، اما به گفته محققین در پژوهش‌های دیگر تفاوت معناداری در میزان فلکشن زانو در افراد دارای PFPS و افراد سالم در هنگام بالا رفتن از پله دیده نشد. محقق دلیل این تفاوت را به نحوه برگزاری تست و آزمون نسبت داد.[۲۳]

همچنین نتایج نشان داد علی‌رغم بزرگتر بودن KAD افراد مبتلا به PFPS نسبت به گروه سالم در شیب‌های ۵-، صفر و ۵+ درصد، به‌طور کلی بین پارامترهای زاویه‌ای دویدن افراد مبتلا به PFPS و سالم هنگام دویدن بر شیب‌های ۵-، صفر و ۵+ اختلاف معناداری وجود ندارد. تنها اختلاف معنادار بین دو گروه، مربوط به دامنه حرکتی زانو هنگام دویدن بر شیب ۵- درصد بود و با توجه به اینکه HAD افراد مبتلا نسبت به افراد سالم بر شیب‌های ۵- و صفر درصد کوچک‌تر و بر شیب ۵+ درصد بزرگ‌تراست، به نظر می‌آید بزرگ‌تر بودن HAD ران در افراد مبتلا به PFPS حین دویدن بر شیب ۵+ درصد یک چرخه جبرانی است تا فشار وارد بر مفصل پاتلوفمورال را کمتر کند و از میزان فلکشن زانو بکاهد. به‌دلیل بیشتر بودن میزان فلکشن زاویه زانو در افراد مبتلا به PFPS نسبت به سالم در شیب‌های ۵-، صفر و ۵+ ، و ضعف غضروف مفصلی پاتلوفمورال در افراد مبتلا به PFPS، نیروی عضله کوادریسپس باعث ایجاد یک نیروی زه‌کمانی روی کشکک می‌شود و بزرگ‌تر بودن زاویه Q این نیروی زه‌کمانی را بزرگ‌تر می‌کند. این نیروی زه‌کمانی باعث قرارگیری کشکک روی سطح مفصلی کوچک‌تر داخلی شده و در نتیجه استرس مفصل پاتلوفمورال را افزایش می‌دهد.

نتایج نشان داد در افزایش شیب از ۵- درصد به ۵+ درصد HAD افزایش پیدا کرده است. نتایج پژوهش حاضر با نتایج تحقیق لی و همکاران[۲۴] که تغییرات شیب در افراد سالم را مورد بررسی قرار داده بودند، اختلاف دارد.[۲۴] این محققین بیان کردند که ثابت نگه داشتن سرعت تردمیل هنگام راه رفتن بر شیب‌های مختلف، پارامترهای گام‌برداری را ثابت نگه می‌دارد، در صورتی که در این تحقیق مشاهده شد با تغییر شیب برخی پارامترهای زاویه‌ای اندام تحتانی تغییرات معناداری خواهد داشت. یکی از دلایل این اختلاف می‌تواند تاثیر الگوهای حرکتی باشد که آزمودنی‌های این تحقیق در طول دوره سربازی خود انجام داده و دویدن آنها را تحت تأثیر قرار داده باشد. با توجه به اینکه HAD بین افراد مبتلا به PFPS و سالم فقط بر شیب ۵- درصد اختلاف معناداری دارد، می‌توان این‌طور نتیجه گرفت که اثرگذاری شیب‌های منفی بر الگوهای گام‌برداری و دویدن نسبت به شیب‌های مثبت و صفر بیشتر است. یافته‌های تحقیق حاضر با نتیجه تحقیق هان و همکاران[۲۵] که تفاوت‌های معنادار پارامترهای گام‌برداری در شیب‌های مختلف را گزارش کرده بودند، همسو می‌باشد.[۲۵] آنها تأثیر شیب‌های صفر، ۸، ۱۶ و ۲۴ درجه را بر پارامترهای گام‌برداری بررسی کرده بودند و اختلافشان معنادار شده بود. در این تحقیق نیز با اینکه اثرگذاری شیب‌های ۵-، صفر و ۵+ درصد بر دویدن افراد مبتلا به PFPS بررسی شد، در HAD در افراد مبتلا به PFPS بین شیب‌های ۵- درصد و ۵+ درصد تفاوت معناداری مشاهده شد.

نتایج حاصل از تحلیل داده‌ها نشان داد که بین پارامترهای زاویه‌ای دویدن بر شیب‌های ۵-، صفر و ۵+ درصد در افراد مبتلا به عارضه PFPS، به‌طور کلی اختلاف معناداری وجود ندارد. با افزایش شیب تردمیل از ۵- درصد به ۵+ درصد، HAD افزایش می‌یابد که از بین شیب‌های بررسی‌شده، HAD بین شیب ۵- درصد و ۵+ درصد معنادار گزارش شد. این یافته‌ها، همراستا با نتایج لانگ و همکاران[۲۶] و هاگرتی و همکاران[۲۷] که تأثیر شیب بر راه رفتن افراد سالم را مورد بررسی قرار داده بودند، می‌باشد. لانگ و همکاران[۲۶] راه رفتن بر شیب‌های بیشتر از ۱۲ درصد و هاگرتی و همکاران راه رفتن بر شیب‌های بیشتر از ۱۰ درصد را تمرینات ورزشی مناسبی برای افراد مبتلا به استئوآرتریت کمپارتمان داخلی زانو و افرادی که از دردهای کشککی رانی رنج می‌برند، قلمداد کردند. در تحقیق حاضر نیز مشخص شد که افزایش شیب موجب افزایش HAD می‌شود. تحقیقات گذشته نیز نشان داده بودند که با افزایش شیب، مفصل زانو در لحظه تماس پاشنه فلکشن

بیشتری نسبت به راه رفتن عادی انجام می‌دهد و این موضوع در هنگام گام‌برداری در شیب‌های رو به پایین برعکس می‌شود؛ یعنی مفصل زانو در لحظه تماس پاشنه نسبت به راه رفتن بدون شیب اکستنشن بیشتری پیدا خواهد کرد.[۲۵] در نتیجه مفصل زانو هنگام راه رفتن و دویدن بر شیب‌های رو به پایین در وضعیت کلوز پاکت[1] خود قرار می‌گیرد. در این وضعیت قابلیت جذب نیروی مفصل کاهش پیدا می‌کند و در پی آن در لحظه تماس پاشنه اوج اولیه نیروی عکس‌العمل زمین به فرد وارد می‌شود[۲۸]؛ بنابراین هرچه شیب افزایش پیدا کند و رو به بالا شود، مکانیزم گام‌برداری عوض شده و مفاصل به وضعیت لوز پاکت[2] نزدیکتر می‌شود، قابلیت جذب نیروی مفصل افزایش پیدا کرده و در نتیجه مقدار گشتاور اداکشنی آن نیز کمتر خواهد شد.

نتیجه‌گیری

به‌طور کلی، نتایج تحقیق حاضر نشان داد که شیب‌های مختلف تردمیل تأثیری بر پارامترهای زاویه‌ای گام‌برداری و دویدن افراد مبتلا به ناهنجاری PFPS ندارد. به نظر می‌رسد افراد مبتلا احتمالاً برای کاهش فشارهای واردشده به مفاصل علاوه بر تغییر پارامترهای زمانی-فضایی از مکانیزم‌های دیگری مانند افزایش میزان فعالیت عضلانی عضلات اطراف مفصل زانو استفاده می‌کنند. با توجه به اینکه زاویه فلکشن زانو هنگام دویدن بر شیب ۵- درصد کمترین و بر شیب ۵+ درصد بیشترین مقدار را نشان داد، در نتیجه فشار بیشتری روی مفصل پاتلوفمورال می‌آید؛ بنابراین گام‌برداری و دویدن در شیب‌های منفی می‌تواند به‌عنوان یک ریسک‌فاکتور برای افراد مبتلا به PFPS در نظر گرفته شود و برعکس شیب‌های رو به بالا می‌تواند موجب کاهش فشار به مفصل زانو شده و پیشنهاد می‌شود تمرینات دویدن در شیب‌های مثبت در تمرینات ورزشی و بازتوانی برای افراد مبتلا به ناهنجاری پاتلوفمورال گنجانده شود. می‌توان این را به‌صورت یک قانون کلی در نظر گرفت که خم کردن بیش‌ازحد زانو در حالت تحمل وزن برای افراد مبتلا به PFPS مناسب نیست. با توجه به این قانون، می‌توان با یک برنامه‌ریزی مناسب تمرینات را به‌گونه‌ای طراحی کرد که اثرات منفی نیروی عکس‌العمل مفصل پاتلوفمورال کاهش پیدا کند. از دلایل احتمالی که باعث معنادار نشدن نتایج شده است، می‌توان به اختلاف کم بین شیب‌های ۵- درصد و ۵+ درصد و سرعت دویدن اشاره کرد

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد رشته بیومکانیک ورزشی دانشگاه شهید باهنر کرمان به راهنمایی آقای دکتر محمدرضا امیر سیف‌الدینی و مشاوره آقای دکتر فریبرز محمدی‌پور می‌باشد. از تمامی آزمودنی‌های تحقیق جهت همکاری با محقق و همچنین از آقای محمد فرزانه جهت همکاری در روند تحقیق تشکر و قدردانی می‌شود.

منابع

1. Iwamoto, J., et al., Retrospective case evaluation of gender differences in sports injuries in a Japanese sports medicine clinic. Gender medicine, 2008. 5(4): p. 405-414.
2. Winter DA, Biomechanics and motor control of human movement. 4th ed2009, Hoboken, N.J: Wiley.
3. Powers, C.M., The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 2003. 33(11): p. 639-646.
4. Levangie P.K., and Norkin C.C., Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis. Fourth Edition ad. 2005, Philadelphia: F.A. Davis Company.
5. Boling, M.C., et al., A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome the joint undertaking to monitor and prevent ACL injury (JUMP-ACL) cohort. The American journal of sports medicine, 2009. 37(11): p. 2108-32116.
6. Nakagawa TH, Maciel CD, Serrão FV. Trunk biomechanics and its association with hip and knee kinematics in patients with and without patellofemoral pain. Manual Therapy. 2014.
7. Song, C.-Y., et al., 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, 2014.
8. Baliunas AJ, et al, Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. Osteoarthritis Cartilage, 2002. 10(7): p. 573-579.
9. Anbarian M, et al, Comparison of knee joint muscles activity in subjects with genu

[1] Close Packet Position
[2] Lose Packet Position

varum and the controls during walking and running. Research in Rehabilitation Sciences, 2012. 8(2): p. 298-309.
10. Mündermann A, et al, Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: Reduced walking speed. Arthritis Rheum, 2004. 50(4): p. 1172-1178.
11. Mason, M., S.L .Keays, and P.A. Newcombe, The effect of taping, quadriceps strengthening and stretching prescribed separately or combined on patellofemoral pain. Physiotherapy Research International, 2011. 16(2): p. 109-119.
12. Stief F, et al, Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. Gait & Posture, 2011. 33(3): p. 490-495.
13. BAGHERI SHAHABEDDIN, B.M.R. and F. HALABCHI, The effect of 8-week exercise program on patellofemoral pain syndrome. Journal of Research in Rehabilitation Sciences, 2011.
14. Moreno CC, Mendes LA, and Lindquist AR, Effects of Treadmill Inclination on the Gait of Individuals With Chronic Hemiparesis. Arch Phys Med Rehabil, 2011. 92(10): p. 1675-1680.
15. Rodenbusch TLM, et al, Effects of treadmill inclination on the gait of children with Down syndrome. Res Dev Disabil, 2013. 34(7): p. 2185-2190.
16. Payton, Carl.J and Bartlet, Roger.M (2008). Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercies. USA and Canada: 2008
17. Sanchis-Alfonso V, Torga-Spak R, Cortes A. (2007). Gait pattern normalization after lateral retinaculum reconstruction for iatrogenic medial patellar instability. The Knee 14: 484–488.
18. Cowan S.M., Bennell K.L., Hodges P.W., Crossley K.M., and McConnell J., Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. Arch Phys Med Rehabil, 2001. 82(2): p. 183-9.
19. Crossley, K., et al., Physical therapy for patellofemoral pain a randomized, double-blinded, placebo-controlled trial. The American Journal of Sports Medicine:2000. 30(6): p. 857-865.
20. Snell R.S., Clinical Anatomy by Regions. 8 ed. 2010, Baltimore: Lippincot Williams and Wilkins.
21. Baldon RM, Lobato D, Carvalho LP, Wun P, Santiago P, Serrao FV. Effect of functional stabilization training on lower limb biomechanics in women.2012. Med Sci Sports Exer.
22. McKenzie K, Galea V, Wessel J, Pierrynowski M. Lower extremity kinematics of females with patellofemoral pain syndrome while stair stepping. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2010;40(10):625-32.
23. McClinton S, Donatell G, Weir J, Heiderscheit B. Influence of step height on quadriceps onset timing and activation during stair ascent in individuals with patellofemoral pain syndrome. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2007;37(5):239-44.
24. Lay AN, Hass CJ and Gregor RJ, The effects of sloped surfaces on locomotion :A kinematic and kinetic analysis. Journal of Biomechanics, 2006. 39(9): p. 1621-1628.
25. Han JT, et al, Three-Dimensional Kinematic Analysis during Upslope Walking with Different Inclinations by Healthy Adults. Journal of Physical Therapy Science, 2009. 21(4): p. 385-391.
26. Lange GW, et al, Electromyographic and kinematic analysis of graded treadmill walking and the implications for knee rehabilitation. J Orthop Sports Phys Ther, 1996. 23(5): p. 294-301.
27. Haggerty M, et al, The influence of incline walking on joint mechanics. Gait & posture, 2014. 39(4): p. 1017-1021.
28. Chung, MJ and Wang MJJ, The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. Gait & Posture, 2010. 31(1): p. 131-135.