Journal of Research in Sport Rehabilitation
Vol 11. No 21. Spring & Summer 2023
131 - 140
WWW.RSR.BASU.AC.IR

Effects of Chronic Ankle Instability on Coordination and Coordination Variability of the Lower Limbs Joints During Running

Zahra Badiei[1], Ali Fatahi[2*], Ali Abbasi[3], Razieh Yousefian Molla[4]

1. Master of Sports Biomechanics, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.
2. Assistant Professor of Sports Biomechanics, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.
3. Associate Professor of Pathology and Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
4. Assistant Professor of Physical Education and Sports Sciences, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Islamic Azad University of Karaj, Karaj, Iran.

Received 24 October 2022; Accepted 17 June 2023

Keywords

Chronic ankle instability

Coordination

Coordination variability

Running

Abstract

Background and Aim: This study aimed to investigate the effect of chronic ankle instability on coordination and variability of coordination of lower limb joints during running.
Materials and Methods: 20 active male subjects (10 subjects with chronic ankle sprain and 10 healthy subjects) started running on the treadmill with connected sensors at a gradual speed. Information about the coordination and variability of 10 steps of each subject in the joints of the lower limbs was extracted in the sagittal plane of all three joints (hip, knee, and ankle) as well as the transverse plane of the ankle. Finally, an independent t-test was used to analyze the statistical analysis at a significant level of ($P < 0.05$).
Results: The results showed that coordination at the initiation of the stance phase was significantly lower in the group with chronic ankle sprain than in the healthy group. The coordination of the hip-knee, hip-to-ankle, and knee-to-ankle joints are more different in injured people than in healthy people at the initiation of the stance phase running, so the coordination of these joints is reduced in the sagittal plane of subjects with chronic ankle sprain. Also, the coordination of the knee joints to the ankle in the frontal plane of the injured group is greater than the healthy group.
Conclusion: Chronic ankle sprain injury has caused this difference in the pattern of coordination during the stance phase of running, so that the central nervous system of the body, under the influence of fear of re-injury, designs the movement of the ankle joints relative to the knee to minimize the risk of injury.

*Corresponding Author: Tel: 09125607581
✉ Email: ali.fatahi@iauctb.ac.ir

نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ۱۱، شماره ۲۱، بهار و تابستان ۱۴۰۲

WWW.RSR.BASU.AC.IR

تأثیر بی‌ثباتی مزمن مچ پا بر هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی مفاصل اندام تحتانی هنگام دویدن

زهرا بدیعی[۱]، علی فتاحی[۲*]، علی عباسی[۳]، راضیه یوسفیان ملا[۴]

۱. کارشناسی ارشد گروه بیومکانیک ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.
۲. استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.
۳. دانشیار گروه آسیب‌شناسی و بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.
۴. استادیار، گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد کرج، کرج، ایران.

دریافت ۲ آبان۱۴۰۱؛ پذیرش ۲۷ خرداد ۱۴۰۲

مقاله پژوهشی

واژگان کلیدی

بی‌ثباتی مچ پا

هماهنگی

تغییرپذیری

دویدن

چکیده

زمینه و هدف: هدف تحقیق حاضر تعیین تأثیر ابتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا بر هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی مفاصل اندام تحتانی در هنگام دویدن می‌باشد.

روش بررسی: ۲۰ آزمودنی مرد فعال (۱۰ آزمودنی مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا و ۱۰ آزمودنی سالم) همراه با سنسورهای متصل شده با سرعت تدریجی شروع به دویدن روی تردمیل نمودند. اطلاعات مربوط به هماهنگی و تغییرپذیری ۱۰ گام هر آزمودنی در مفاصل اندام تحتانی در صفحه ساجیتال هر سه اندام (هیپ، زانو، مچ پا) و نیز صفحه ترنسورس مچ پا، استخراج گردید. در نهایت از آزمون آماری تی مستقل جهت تجزیه تحلیل آماری در سطح معناداری $p<۰/۰۵$ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که هماهنگی در ابتدای فاز استنس در گروه دارای اسپرین مزمن پا به‌طور معناداری کمتر از گروه سالم است. هماهنگی حرکات مفاصل هیپ به زانو، هیپ به مچ پا و زانو به مچ پا در افراد آسیب دیده نسبت به افراد سالم بیشتر در ابتدای فاز استنس دویدن متفاوت است، به‌طوری‌که هماهنگی حرکتی این مفاصل در صفحه ساجیتال آزمودنی‌های مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا کاهش می‌یابد. همچنین، هماهنگی حرکتی مفاصل زانو به مچ پا در صفحه ترنسورس گروه آسیب دیده نسبت به گروه سالم بیشتر است.

نتیجه‌گیری: آسیب اسپرین مزمن مچ پا باعث این تفاوت در الگوی هماهنگی در طی فاز استنس دویدن شده است، به‌طوری‌که سیستم عصبی مرکزی بدن تحت تأثیر ترس ناشی از آسیب مجدد حرکت مفاصل مچ پا نسبت به زانو را طوری طراحی می‌کند که احتمال بروز آسیب به حداقل برسد.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۹۱۲۵۶۰۷۵۸۱
✉ پست الکترونیکی: ali.fatahi@iauctb.ac.ir
شناسه دیجیتال (DOI): 10.22084/RSR.2023.26171.1636

مقدمه

آسیب‌های اسکلتی - عضلانی جزء جدایی‌ناپذیر از فعالیت‌های ورزشی از جمله دویدن است که سیستم‌های حرکتی را با چالش مواجه نموده و به‌طور قابل توجهی عملکرد مؤلفه‌های فعال و غیرفعال سیستم عصبی عضلانی را تحت تأثیر قرار می‌دهد. کاهش طول عملکردی و ضعف عضلات درگیر و سازگاری این ساختار بر اساس آسیب، از نتایج ساختارهای اسکلتی عضلانی آسیب دیده است (دوبین[1] و همکاران، ۲۰۱۱). طبق پژوهش‌های انجام شده ۴۰-۲۰ درصد از کل آسیب‌های ورزشی دویدن مربوط به آسیب‌های ساختار مچ پا است و زنان ۲۵ درصد بیشتر از مردان با این آسیب روبه‌رو می‌شوند (گریبل[2] و همکاران، ۲۰۱۳). یکی از این آسیب‌ها اسپرین مچ پا و کشیدگی لیگامان‌های مفصل مچ پا در ورزش است که ٪۸۰ از آسیب‌های این مفصل را تشکیل می‌دهد (ها[3] و همکاران، ۲۰۱۵). مکانیسم این آسیب با عبور خارجی مرکز ثقل بدن از پای تحمل کننده وزن اتفاق می‌افتد که به دنبال این امر، اینورژن سریع مچ پا رخ خواهد داد. فعالیت‌ها و مهارت‌های عملکردی شامل حرکات برشی، پرش و فرود، همراه با اینورژن مچ پا هستند. این حرکات به دلیل کاهش عملکرد گیرنده‌های حسی حرکتی و قرارگیری پا در شرایط نامناسب در قبل و حین فرود مهم‌ترین دلیل بروز این آسیب می‌باشند (دوبین و همکاران، ۲۰۱۱).

۴۰ درصد افراد با سابقه آسیب اسپرین مچ پا دچار عارضه‌ای به نام بی‌ثباتی مزمن مچ پا (CAI[4]) می‌شوند. نقص سیستم حسی حرکتی در اطراف مچ پا با بی‌ثباتی مزمن مچ پا در ارتباط است و در این افراد کینماتیک مفصل مچ پا در حین دویدن و راه رفتن به علت نقص تغییر می‌کند. گزارش شده که افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا در ایستادن، راه رفتن، دویدن و جاگینگ دارای الگوی عملکردی متفاوتی هستند که شامل چرخش خارجی تیبیای بیشتر و نیز محدودیت دامنه حرکتی دورسی فلکسوری نسبت به افراد سالم می‌باشند (دوبین و همکارن، ۲۰۱۱).

هماهنگی مفاصل و اندام‌های بدن یکی از مهم‌ترین فاکتورهای مورد مطالعه در پیشگیری از بروز آسیب‌هاست که اخیراً در بین پژوهشگران مورد توجه زیادی قرار گرفته است (عباسی[5] و همکاران، ۲۰۱۹). هماهنگی به‌عنوان سازماندهی میان چندین مفصل یا سگمنت در حین حرکات انسان مانند راه رفتن و دویدن تعریف می‌شود که بر اساس کینماتیک نمودارهای زاویه به زاویه داده‌های وضعیت‌های حرکت است که زمان نسبی و اندازه حرکت بین آنها را محاسبه می‌کند (کوون[6] و همکاران، ۲۰۲۰). کاهش تغییرپذیری هماهنگی حرکت در مفاصل می‌تواند باعث کاهش کنترل یا محدود کردن حرکت شود که منجر به آسیب‌دیدگی یا کاهش عملکرد خواهد شد (میلر[7] و همکاران، ۲۰۱۰). . این مفاهیم اخیراً در زمینه‌های پزشکی ورزشی و توانبخشی به‌عنوان یک چارچوب نظری برای بررسی پیشرفت اختلال عملکرد و اثربخشی پروتکل‌های مداخله به‌کار گرفته شده است (کوون و همکاران، ۲۰۲۰).

کوون و همکاران (۲۰۲۰) به بررسی هماهنگی مفصل مچ پا در مبتلایان به بی‌ثباتی مچ پا پرداختند که نتایج این تحقیق نشان داد در حین دویدن، افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا از نسبت هماهنگی کمتر مچ پا به ساق در صفحه ترانسورس در فاز اولیه ایستادن برخوردار هستند و این استراتژی‌های مختلف هماهنگی در هنگام راه رفتن ممکن است نشان دهد که چرا افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا می‌توانند تجربه مکرر اسپرین مچ پا را داشته باشند (کوون و همکاران، ۲۰۲۰).). تونی لاین[8] و همکاران (۲۰۲۰) به بررسی تأثیر دویدن طولانی‌مدت بر هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی و نرخ بارگذاری عمودی اندام تحتانی در طول دوی نیمه ماراتن بر روی تردمیل پرداختند و نشان دادند که دوندگان هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی ثابتی را در صفحه ساجیتال حفظ می‌کند که می‌تواند نرخ بارگیری را در طول نیمه ماراتن توضیح دهد با این حال افزایش هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی در صفحه عرضی ممکن است نشانه اولیه خستگی و نشان از آسیب احتمالی باشد (چن[9] و همکاران، ۲۰۲۰).. همچنین راس[10] و همکاران (۲۰۰۵) به بررسی تعادل همراه با تمرینات

1. Dubin
2. Gribble
3. Ha
4. Chronic Ankle Instability

5. Abbasi
6. Kweon
7. Miller
8. Toni line
9. Chen
10. Ross

هماهنگی در افراد با بی‌ثباتی عملکردی مچ پا پرداختند و نتایج نشان داد مقادیر کاهش یافته در مرکز فشار کف پایی (COP[1]) بهبود پایداری وضعیتی را در این افراد نشان می‌دهد و شش هفته تمرینات هماهنگی باعث افزایش ثبات وضعیتی می‌شود (راس و همکاران، ۲۰۰۵).با توجه به جزئی‌نگری پژوهش‌های اخیر در ارتباط با آسیب‌ها، نظریه سیستم‌های پویا حاکی از آن است که بدن به‌عنوان سیستم هماهنگ و یکپارچه عمل می‌کند به‌علاوه حرکت در مفاصل اندام تحتانی نیز هماهنگ و یکپارچه بوده و مکانیسم آسیب‌های مچ پا شامل حرکاتی ترکیبی هستند (کاون و همکاران، ۲۰۲۰). در نتیجه بررسی هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی بین مفاصل درک ما را از عوامل بیومکانیکی مربوط به این آسیب و نیز تسریع بهبودی این آسیب کمک خواهد نمود. چرا که سبب می‌شود به زنجیره کینماتیکی مفاصل در حین مهارت مهمی چون دویدن بیشتر توجه شود و نه تنها مفصل مچ به تنهایی، بلکه مفاصل دیگر اندام تحتانی نیز به منظور تقویت و پیشگیری از آسیب مورد توجه بیشتری قرار گیرند. مرور بر پژوهش‌های پیشین نشان دهنده این مطلب است که مفهوم تغییرپذیری هماهنگی در افراد آسیب دیده مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا کمتر مورد بررسی قرار گرفته است. به‌طور مثال می‌توان به مطالعه یانگ یونگ کاون (۲۰۲۰) در صفحه ساجیتال که تنها به بررسی هماهنگی ساق و مچ پا پرداخته بود و همچنین شنج چن و همکاران (۲۰۱۷) که بررسی هماهنگی در صفحه فرونتال در طی راه رفتن را گزارش کرده بود، اشاره کرد ین[2] و همکاران، ۲۰۱۷). با این وجود اندک تحقیقات انجام شده در این زمینه و با توجه به میزان شیوع بسیار بالای آسیب مچ پا در ورزشکاران، همچنین با نگاهی به پژوهش‌های انجام شده در افراد مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا، جنبه‌های زیادی از آن ناشناخته مانده است. در این بین محققین گمان می‌برند که بررسی هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی این مفصل در ورزشکاران مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا در مقایسه با وزشکاران سالم می‌تواند در پیشگیری از آسیب مؤثر باشد. همچنین ورزشکار پس از بازتوانی بتواند در حد مطلوب به ورزش و فعالیت‌های گذشته خود باز گردند. چرا که استفاده از روش بررسی سینرژی‌ها و هماهنگی به دنبال آن روشی بدیع محسوب می‌شود و نیز از آن‌جا که اکثر حرکات مچ پا در صفحات ترنسورس (سوپینیشن- پرونیشن) و ساجیتال (پلنتار فلکشن- دورسی فلکشن) اتفاق می‌افتد، از این‌رو هدف تحقیق تأثیر ابتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا بر هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی مفاصل اندام تحتانی در هنگام دویدن در این دو صفحه می‌باشد.

مواد و روش‌ها

۲۰ آزمودنی مرد فعال (۱۰ آزمودنی مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا و ۱۰ آزمودنی سالم) از دانشجویان تربیت‌بدنی و علوم ورزشی به‌عنوان آزمودنی، با روش نمونه‌گیری در دسترس و استفاده از نرم‌افزار G-Power با توان آماری ۸۰٪، در سطح معناداری ۰/۰۵ و اندازه اثر ۰/۵ در این پژوهش شرکت نمودند. تمامی آزمودنی‌ها جهت ورود به پژوهش بر اساس میزان بی‌ثباتی مچ پا و نیز سالم بودن مورد ارزیابی ساختاری و عملکردی قرار گرفتند و جهت ورود به مداخله در صورتی که سابقه اسپرین مچ پا در دوسال گذشته را داشتند به‌عنوان گروه مداخله و در غیر این صورت به‌عنوان گروه کنترل انتخاب شدند. تمامی نمونه‌های مرد جوانی که، جهت ورود به مطالعه هیچ آسیب اسکلتی عضلانی دیگری غیر از بی‌ثباتی مچ پا نداشتند و نیز قادر به دویدن بوده و تمایل به شرکت در مطالعه داشتند وارد مطالعه شدند. همچنین آزمودنی‌ها در صورت عدم تمایل به شرکت در مطالعه در هر مرحله از تحقیق و در صورت وجود هرگونه آسیب اسکلتی عضلانی از مطالعه حذف شدند. پیش از اجرای پژوهش تمامی شرکت‌کننده‌ها از جزئیات کامل مراحل پژوهش حاضر اطلاع یافتند و فرم رضایت‌نامه شرکت در پژوهش را امضا نمودند. مراحل اجرا و ارزیابی آزمودنی‌ها نیز توسط کمیته اخلاق پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی با کد IR.SSRI.REC-1399.14 مورد تأیید قرار گرفت.

برای محاسبه و اندازه‌گیری کینماتیک مفاصل نیز از دستگاه نوراکسون ساخت کشور آمریکا استفاده شد که شامل سنسورهایی است که از تکنولوژی اینرسیایی برخوردار است. اطلاعات به‌وسیله یک شتاب سنج سه بُعدی محاسبه می‌شود. خطای آن در آزمایش استاتیک ۰/۲ درجه و در آزمایش دینامیک ۰/۵ است. ضریب همبستگی بین دوربین ضبط حرکت و دستگاه نوراکسون ۹۹ درصد می‌باشد

1. Center of Pressure
2. Yen

(کوتام[1] و همکاران، ۲۰۲۲). پیش از ارزیابی جهت اجرای پژوهش، هر کدام از آزمودنی‌ها در یک جلسه آزمایشی با طرح تحقیق و نحوه دویدن بر روی تردمیل مطابق با پروتکل‌های مطالعه آشنا شدند. سپس با استفاده از کفش ورزشی مناسب و پس از اجرای یک برنامه گرم‌کردن عمومی ۱۰ دقیقه‌ای شامل راه رفتن عادی با سرعت ترجیحی، حرکات کششی عضلات و نرمش مفاصل اندام تحتانی، تعداد ۹ عدد سنسور (در نواحی پا، ساق پا، ران، لگن و پایین تنه) مطابق با استاندارد نورآکسون بر روی بدن آن‌ها نصب گردید (کوتام و همکاران، ۲۰۲۲). در گام بعدی نیز هر آزمودنی همراه با سنسورهای متصل شده بر روی تردمیل Technogym® ساخت کشور ایتالیا قرار گرفته و با سرعت تدریجی شروع به دویدن نمود. ضبط داده‌های مورد نظر پس از ۳ دقیقه دویدن برروی تردمیل انجام شد. به منظور تجزیه و تحلیل داده‌های ثبت شده در ابتدا از فیلتر با فرکانس قطع ۱۸ و فیلتر پایین گذر مرتبه ۴ استفاده شد. سپس اطلاعات مربوط به هماهنگی و تغییرپذیری ۱۰ گام هر آزمودنی در مفاصل اندام تحتانی در صفحه ساجیتال هر سه اندام (ران، زانو، مچ پا) و نیز صفحه ترنسورس مچ پا، توسط نرم‌افزار متلب ۲۰۲۲ aV9.12.0 استخراج شد. بدین منظور از محاسبات CRP (فاز نسبی پیوسته) استفاده گردید. اولین مرحله در محاسبه CRP ایجاد صفحه فازی نوسانگرها است. این نمودار معمولاً نمودار سرعت زاویه‌ای به موقعیت زاویه‌ای مفصل است که در این بررسی موقعیت زاویه‌ای مفاصل مستقیماً از داده‌های دستگاه مایو موشن استخراج شد. سرعت زاویه‌ای نیز از روش مشتق‌گیری محاسبه گردید (رابطه ۱). با توجه به این‌که داده‌های سرعت بالاتر از مکان هستند همسان سازی سیگنال‌های صفحه فازی از اهمیت بالایی برخوردار هستند (رابطه ۲). در گام بعد زاویه فازی از Arctangent هر داده از سیکل محاسبه شد (رابطه ۳). آخرین گام محاسبه زاویه CRP برای یک کوپلینگ بود که بایستی زاویه فازی اندام پروگزیمال از زاویه فازی اندام دیستال کم می‌گردید (رابطه ۴). پس از محاسبه CRP برای کوپلینگ‌های هیپ- زانو (ساجیتال)، هیپ- مچ پا (ساجیتال)، زانو- مچ پا (ساجیتال- ترانسورس)، نمودارها به ده فاز تقسیم شدند و به‌طور مجزا از هر فاز میانگین‌گیری انجام شد که هر میانگین به‌عنوان نماینده CRP آن فاز مشخص شد. برای محاسبه تغییرپذیری از نسبت انحراف استاندارد به میانگین به‌صورت درصد استفاده شد (رابرتسون[2] و همکاران، ۲۰۱۳).

رابطه (۱) $\Omega i=(\theta (i) - \theta (i-1))/(t(i) - t (i-1))$

رابطه (۲) $\theta inorm= ((2 *[\theta i - \min(\theta i)])/(\max (\theta i) - \min (\theta i)))$

$\omega inorm= (\omega i/(\max \{ |\omega i| \}))$

رابطه (۳) $\llbracket \tan \rrbracket ^(-1)(\omega i/(\theta i) \ i= 1,2,\ldots,n=\emptyset$

رابطه (۴) $CRP(i) = \emptyset A(i) - \emptyset B(i)$

در مرحله بعدی نیز به تحلیل CRPهای به‌دست آمده پرداخته شد. برای هر CRP دو مفهوم فاز و آنتی فاز مطرح است. زمانی‌که CRP عددی برابر صفر باشد، بدین معنا است که دو نوسانگر در یک جهت در نوسان هستند این در حالی است که آنتی فازی برای CRP برابر با عدد ۱۸۰ است و نوسانگرها در جهت مخالف یکدیگر در حال نوسان هستند. حال اگر این مقدار ما بین عدد صفر تا ۱۸۰ باشد حالت اوت اف فازی اتفاق می‌افتد. زمانی‌که فاز نسبی پیوسته نزدیک به صفر باشد نوسانگرها نسبتاً این فاز و زمانی‌که به ۱۸۰ درجه نزدیک باشند نسبتاً آنتی فازی رخ می‌دهد. مقادیر CRP می‌توانند در حالت مثبت یا منفی قرار بگیرند. زمانی‌که اندام دیستال در فضای فازی از اندام پروگزیمال پیشی می‌گیرد بار مثبت پیدا می‌کند و در حالت منفی این اتفاق بر عکس شده و اندام پروگزیمال از اندام دیستال پیشی می‌گیرد. شیب منحنی CRP نیز سرعت نوسانگرها در دور، مشخص می‌کند حرکت سریع‌تر اندام دیستال شیب مثبت و حرکت سریع‌تر اندام پروگزیمال شیب منفی را می‌سازد (استرجیو[3] ، ۲۰۰۴).

جهت تجزیه و تحلیل آماری، از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ استفاده گردید. بدین منظور پس از استفاده از آمار توصیفی (میانگین و انحراف معیار) و بکارگیری آزمون شاپیروویلک جهت سنجش توزیع نرمال داده‌ها، با هدف تعیین تفاوت در میزان تغییرپذیری و هماهنگی بین دو گروه مبتلا به اسپرین مچ پا و سالم نیز از آزمون آماری تی مستقل در سطح معناداری $p<۰/۰۵$ استفاده شد.

1. Cottam

2. Robertson
3. Stergiou

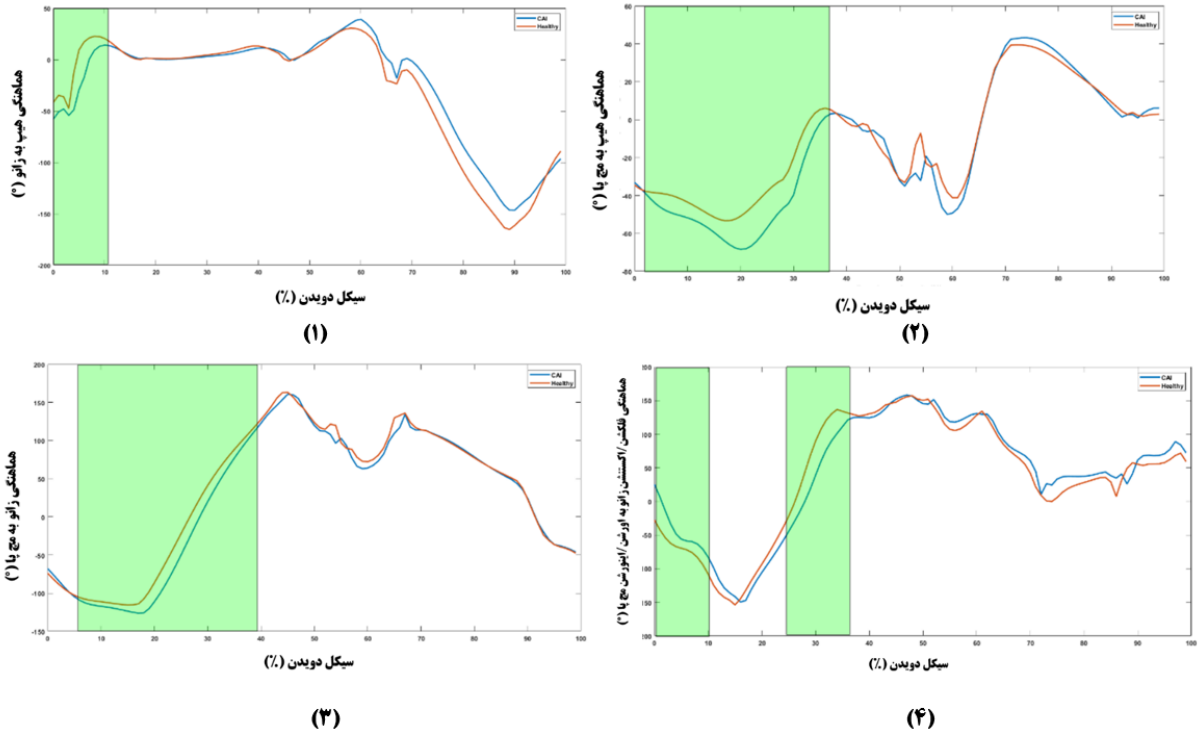
یافته‌ها

اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌های پژوهش در جدول ۱ قابل مشاهده است.

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌های پژوهش

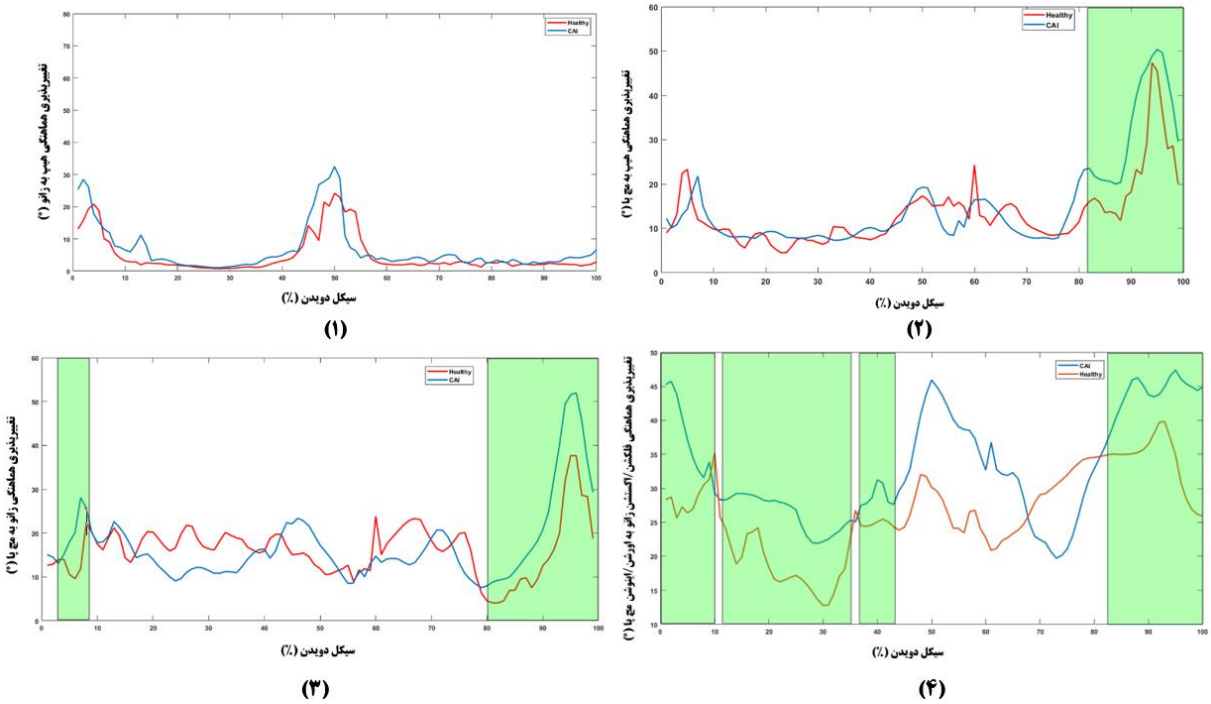
گروه	متغیرهای دموگرافیک (انحراف استاندارد ± میانگین)			
	سن (سال)	جرم (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	BMI (kg/m^2)
سالم	۲۵/۱۴ ± ۳/۱۶	۷۸/۳۷ ± ۶/۱۳	۱۷۶/۳۷ ± ۵/۷۰	۲۵/۴۷ ± ۳/۵۸
بی‌ثباتی مزمن مچ پا	۲۴/۱۲ ± ۴/۶۳	۸۰/۱۶ ± ۵/۱۸	۱۷۷/۳۷ ± ۶/۱۱	۲۶/۳۷ ± ۲/۶۹

نتایج آزمون تی مستقل با استفاده از تحلیل بُرداری SPM نشان داد که هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ران به فلکشن/ اکستنشن زانو در ده درصد ابتدای فاز استنس در حین دویدن در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا به‌طور معنی‌داری کمتر از گروه سالم است ($p\leq۰/۰۵$). هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ران به دورسی/ پلانتار فلکشن مچ پا در تمامی فاز استنس در حین دویدن در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا به‌طور معنی‌داری کمتر از گروه سالم بود ($p\leq۰/۰۵$). هماهنگی فلکشن/ اکستنشن زانو به دورسی/ پلانتار فلکشن مچ پا در ۵ تا ۴۵ درصد فاز استنس در حین دویدن در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا به‌طور معنی‌داری کمتر از گروه سالم بود ($p\leq۰/۰۵$). هماهنگی فلکشن/ اکستنشن مفصل زانو به اینورژن/ اورژن مفصل مچ پا در صفر تا ۱۰ درصد ابتدای فاز استنس دویدن در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه سالم بود ($p\leq۰/۰۵$). همچنین این هماهنگی در ۲۵ تا ۳۷ درصد فاز استنس دویدن در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا به‌طور معنی‌داری کمتر از گروه سالم بود ($p\leq۰/۰۵$). نمودار پراکندگی هماهنگی هر کدام از نتایج مذکور بین افراد سالم و مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا در شکل ۱ قابل مشاهده است. باند سبز رنگ تفاوت معنی‌دار بین دو گروه در سطح معنی‌داری $p\leq۰/۰۵$ در سیکل دویدن را نشان می‌دهد.



شکل ۱: نمودارهای هماهنگی هیپ به زانو (۱)، هیپ به مچ پا (۲)، زانو به مچ پا (۳) و فلکشن/اکستنشن زانو به اورژن/اینورژن مچ پا (۴) بر حسب سیکل دویدن. نمودار قرمز مربوط به آزمودنی‌های سالم و نمودار آبی مربوط به آزمودنی‌های مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا

همچنین نتایج آزمون تی مستقل با استفاده از تحلیل بُرداری SPM نشان داد که تغییرپذیری هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ران به فلکشن/ اکستنشن زانو در هیچ قسمت از فاز دویدن بین دو گروه سالم و مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا تفاوت معنی‌داری ندارد (p≤۰/۰۵). تغییرپذیری هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ران به پلانتارفلکشن/ دورسی فلکشن مچ پا در ۸۲ تا ۱۰۰ درصد فاز سوئینگ دویدن در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه سالم بود (p≤۰/۰۵). تغییرپذیری هماهنگی فلکشن/ اکستنشن زانو به پلانتارفلکشن/ دورسی فلکشن مچ پا در ۴ تا ۸ درصد از فاز استنس دویدن و همچنین در ۸۰ تا ۱۰۰ درصد فاز سوئینگ دویدن در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه سالم بود (p≤۰/۰۵). تغییرپذیری هماهنگی فلکشن/ اکستنشن زانو به اورژن/ اینورژن مچ پا در تمام فاز استنس دویدن و همچنین در ۸۲ تا ۱۰۰ درصد فاز سوئینگ دویدن در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه سالم بود (p≤۰/۰۵). نمودار پراکندگی تغییرپذیری نتایج مذکور در شکل ۲ قابل مشاهده است. باند سبز رنگ تفاوت معنی‌دار بین دو گروه در سطح معنی‌داری p≤۰/۰۵ در سیکل دویدن را نشان می‌دهد.



شکل ۲: نمودارهای تغیرپذیری هماهنگی هیپ به زانو در صفحه ساجیتال (۱)، هیپ به مچ پا در صفحه ساجیتال (۲)، زانو به مچ پا در صفحه ساجیتال (۳) و فلکشن/ اکستنشن زانو به اورژن/ اینورژن مچ پا (ساجیتال به ترنسورس) (۴) بر حسب سیکل دویدن. نمودار قرمز مربوط به آزمودنی‌های سالم و نمودار آبی مربوط به آزمودنی‌های مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا

بحث

هدف از تحقیق حاضر مقایسه هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی مفاصل اندام تحتانی بین افراد سالم و مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا در هنگام دویدن بود. با توجه به نتایج، تغییرات هماهنگی هیپ به زانو برای هر دو گروه در ابتدای سیکل دویدن (فاز HC) از صفر تا ۵ درجه شروع، به دلیل حرکت دو مفصل در حالت آنتی فازی و مقدار منفی CRP نشان دهنده غالب بودن حرکت هیپ نسبت به زانو بود. از ۵ تا ۱۰ درصدی سیکل دویدن (Foot Flat)، حرکت دو مفصل هم فاز می‌شود و حرکت مفصل زانو غالب می‌گردد. نتایج نشان می‌دهد هماهنگی این دو مفصل در طی این فاز دویدن در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا به‌طور معنی‌داری کمتر از گروه سالم است. کاهش هماهنگی این دو مفصل در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا احتمالاً در نتیجه حرکات جبرانی مفاصل زانو و هیپ در این گروه نسبت به گروه سالم می‌باشد. شاید به دلیل پیشگیری از

بروز اسپرین مچ پا منجر به این می‌شود که در لحظه برخورد پا با زمین و پذیرش وزن بدن توسط پا، این افراد در حرکت مفاصل هیپ و زانوی خود تغییر جبرانی ایجاد کنند که باعث کاهش هماهنگی این دو مفصل نسبت به افراد سالم می‌شود. با این حال هماهنگی مفاصل هیپ به زانو در صفحه ساجیتال تنها در ابتدای فاز استنس اختلاف معنی‌دار نشان داد و در بقیه فاز دویدن اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد. نتایج مطالعه حاضر با نتایج مطالعه یانگ یونگ کاون (۲۰۲۰) هم‌راستا بود که زاویه بیشتر کوپلینگ اینورژن/ اورژن مچ پا به چرخش داخلی/ خارجی ساق پا و دورسی/ پلانتارفلکشن مچ پا به چرخش داخلی/ خارجی ساق پا را در گروه سالم نسبت به گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا را در نیمه دوم فاز استنس دویدن گزارش کرده بودند (کوون و همکاران، ۲۰۲۰). همچنین نتایج این مطالعه هم‌راستا با نتایج مطالعه شنج چن و همکاران (۲۰۱۷) بود که افزایش هماهنگی هیپ به مچ پا در صفحه فرونتال در طی فاز پاسخ بارگذاری (Loading Response) را در گروه سالم نسبت به گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا در طی راه رفتن گزارش کرده بودند. همچنین هماهنگی بیشتر هیپ به مچ پا در صفحه ساجیتال در گروه سالم نسبت به گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا در نیمه اول فاز استنس راه رفتن گزارش کردند (ین و همکاران، ۲۰۱۷). با این حال در این دو مطالعه از روش وکتور کدینگ برای کمی‌سازی هماهنگی مفاصل و سگمنت‌ها در طی حرکت دویدن و راه رفتن استفاده شده بود در حالی‌که در مطالعه حاضر با استفاده از روش فاز نسبی پیوسته هماهنگی مفاصل، در طی دویدن کمی‌سازی شد. بنابراین مقایسه این نتایج باید با احتیاط صورت گیرد. همان‌طور که در نتایج مشاهده می‌شود، هماهنگی فلکشن/ اکستنشن هیپ به دورسی/ پلانتارفلکشن مچ پا در تمام فاز استنس آنتی فاز است و در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا نسبت به گروه سالم به‌طور معنی‌داری کمتر بود. مقادیر منفی فاز نسبی پیوسته در این فاز نشان می‌دهد در فضای حالت حرکت مفصل هیپ نسبت به حرکت مفصل مچ پا غالب بوده است. با این حال شیب نمودار از صفر تا ۲۰ درصد فاز استنس منفی است که نشان دهنده سرعت حرکت بیشتر مفصل هیپ نسبت به مچ پا در این فاز می‌باشد و شیب نمودار از ۲۰ تا ۳۸ درصد فاز استنس مثبت می‌باشد که نشان دهنده سرعت بیشتر حرکت مفصل مچ پا نسبت به مفصل هیپ در این فاز می‌باشد. این احتمال وجود دارد که در افراد مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا به‌علت ترس از حرکت زیاد مچ پا، این افراد بیشتر تکیه بر حرکت هیپ خود دارند و همان‌طور که نتایج نشان می‌دهد در این افراد حرکت مفصل هیپ در تمام فاز استنس نسبت به حرکت مچ پا برتری دارد. استفاده بیشتر از حرکت مفصل هیپ نسبت به مفصل مچ پا یک مکانیسم جبرانی برای کاهش میزان بار وارد شده بر مفصل مچ پا در فاز استنس دویدن و کاهش احتمال آسیب مجدد پیچیدگی مچ پا است که به‌طور خودکار توسط سیستم عصبی مرکزی بدن طراحی شده است (پیرکر و کاتزنشلاگر[1]، ۲۰۱۷). نتایج این مطالعه تقریباً هم‌راستا با نتایج مطالعه چن و همکاران (۲۰۱۷) بود که هماهنگی بیشتر هیپ به مچ پا در صفحه ساجیتال در گروه سالم نسبت به گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا در نیمه اول فاز استنس راه رفتن گزارش کردند (ین و همکاران، ۲۰۱۷). با این حال این پژوهشگران هماهنگی مفاصل هیپ به مچ پا را در طی راه رفتن و با استفاده از روش وکتور کدینگ محاسبه کرده بودند، در حالی‌که مطالعه حاضر در طی دویدن انجام شده است.

نتایج این مطالعه نشان داد هماهنگی فلکشن/ اکستنشن زانو به دورسی/ پلانتار فلکشن مچ پا از ابتدای فاز استنس تا حدود ۲۵ درصد چرخه دویدن آنتی فاز است، از ۲۵ درصد تا ۳۵ درصد هم فاز است و از ۳۵ درصد تا انتهای فاز استنس آنتی فاز است. همچنین نتایج نشان داد این هماهنگی در ۵ تا ۱۰۰ درصد فاز استنس در حین دویدن در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا به‌طور معنی‌داری کمتر از گروه سالم است. مقادیر منفی فاز نسبی پیوسته از صفر تا ۳۵ درصد فاز استنس دویدن نشان می‌دهد مفصل زانو نسبت به مفصل مچ پا در هنگام حرکت غالب دارد ولی از ۳۵ درصد تا انتهای فاز استنس حرکت مفصل مچ پا غالب می‌شود. مشابه با نتایج دو کوپلینگ مفصل قبل، احتمالاً می‌توان چنین نتیجه‌گیری کرد که افراد مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا به علت ترس از آسیب مجدد در طی فاز استنس دویدن بیشتر بر حرکت فلکشن/ اکستنشن

1. Pirker & Katzenschlager

مفصل زانو نسبت به حرکت دورسی/ پلانتارفلکشن مچ پا تأکید دارند (واترمن[1] و همکاران، ۲۰۱۰).

از دیگر نتایج این مطالعه این بود که هماهنگی فلکشن/ اکستنشن زانو به اینورژن/ اورژن مچ پا از صفر تا حدود ۲۵ درصد فاز استنس دویدن در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا آنتی فاز بود، از ۲۵ تا حدود ۲۸ درصد فاز دویدن هم فاز بود و از ۲۸ درصد تا انتهای فاز استنس آنتی فاز بود. الگوی این هماهنگی در گروه سالم مشابه با گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا بود با این تفاوت که در ابتدای فاز پاسخ بارگذاری، مقادیر این هماهنگی در گروه سالم این فاز بود. همچنین نمودار نشان می‌دهد در هر دو گروه از ابتدای فاز استنس تا ۱۸ درصد فاز استنس، حرکت مفصل زانو نسبت به مفصل مچ پا در فضای حالت سریع‌تر بوده است، اما از ۱۸ درصد تا انتهای فاز استنس دویدن، حرکت مفصل مچ پا نسبت به مفصل زانو در فضای حالت سریع‌تر بوده است. با این حال هماهنگی فلکشن/ اکستنشن مفصل زانو به اینورژن/ اورژن مفصل مچ پا تنها در صفر تا ۱۰ درصد ابتدای فاز استنس دویدن در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه سالم است. همچنین این هماهنگی در ۲۵ تا ۳۷ درصد فاز استنس دویدن در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا به‌طور معنی‌داری کمتر از گروه سالم است.

مطالعات گزارش کرده‌اند که بروز آسیب در یک قسمت بدن می‌تواند باعث افزایش تغییرپذیری هماهنگی مفاصل یا سگمنت‌های آن ناحیه از بدن شود (کولدن هوون[2] و همکاران، ۲۰۱۶) نتایج مطالعه حاضر نشان داد تغییرپذیری هماهنگی فلکشن/ اکستنشن هیپ به پلانتارفلکشن/ دورسی فلکشن مچ پا، تغییرپذیری هماهنگی فلکشن/ اکستنشن زانو به پلانتارفلکشن/ دورسی فلکشن مچ پا و تغییرپذیری هماهنگی فلکشن/ اکستنشن مفصل زانو به اینورژن/ اورژن مفصل مچ پا در ۸۰ تا ۱۰۰ درصد فاز سوئینگ دویدن در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه سالم است. افزایش تغییرپذیری هماهنگی در این کوپلینگ‌های مفصلی در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا نسبت به گروه سالم می‌تواند نشان دهنده تغییر در برنامه‌ریزی حرکت اندام تحتانی توسط سیستم عصبی مرکزی برای برخورد محتاط‌تر پا با زمین در این گروه باشد که باعث افزایش تغییرپذیری هماهنگی این مفاصل شده است. همچنین تغییرپذیری هماهنگی فلکشن/ اکستنشن زانو به دورسی/ پلانتار فلکشن مچ پا در ۴ تا ۸ درصد از فاز استنس دویدن در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه سالم بود. افزایش تغییرپذیری هماهنگی در طی ۴ تا ۸ درصد فاز استنس دویدن که پا در حال پذیرش کامل وزن بدن می‌باشد منطقی به نظر می‌رسد. به‌طوری‌که افراد مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا به‌طور خودکار سعی می‌کنند با افزایش درجه آزادی این کوپلینگ مفصلی، پذیرش کامل وزن بدن را در بازه ایمن و مطمئن انجام دهند که باعث افزایش تغییرپذیری هماهنگی این مفاصل شده است.

از دیگر نتایج این مطالعه این بود که تغییرپذیری هماهنگی فلکشن/ اکستنشن زانو به اینورژن/ اورژن مچ پا در تمام فاز استنس دویدن در گروه مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه سالم بود. با توجه به اهمیت حرکت اینورژن/ اورژن مچ پا در حین دویدن، می‌توان چنین نتیجه‌گیری کرد که ترس از بروز آسیب مجدد در افراد مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا نسبت به افراد سالم باعث افزایش تغییرپذیری هماهنگی حرکت فلکشن/ اکستنشن زانو به اینورژن/ اورژن مچ پا در طی فاز استنس دویدن می‌شود. افزایش درجه آزادی در حرکت این مفاصل در طی فاز استنس دویدن می‌تواند نشان دهنده سعی این افراد در کاهش احتمال بروز آسیب توصیف شد. در هر حال، نتایج این مطالعه تفاوت معنی‌داری در تغییرپذیری هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ران به فلکشن/ اکستنشن زانو بین دو گروه نشان نداد. با توجه به این نتایج می‌توان گفت آسیب اسپرین مزمن مچ پا باعث افزایش درجات آزادی حرکت در حرکات مفاصل دیستال اندام تحتانی می‌شود و تغییرپذیری در حرکات مفاصل پروگزیمال اندام تحتانی به میزان اندکی اتفاق می‌افتد.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج به‌دست آمده در این تحقیق، شاید بتوان چنین نتیجه‌گیری کرد که آسیب اسپرین مزمن مچ پا سبب ایجاد تفاوت در الگوی هماهنگی در طی فاز استنس دویدن شده، به‌طوری‌که سیستم عصبی مرکزی بدن تحت تأثیر

1. Waterman
2. Koldenhoven

ناشی از آسیب مجدد حرکت مفاصل مچ پا نسبت به زانـو را طوری طراحی می‌کند که احتمال بـروز آسـیب بـه حـداقل برسد.

تشکر و قدردانی

از تمام کسانی که ما را در انجام این پژوهش یاری نمودند تقدیر و تشکر می‌نماییم.

References

Abbasi, A., Yazdanbakhsh, F., Tazji, M. K., Ataabadi, P. A., Svoboda, Z., Nazarpour, K., & Vieira, M. F. (2020). "A comparison of coordination and its variability in lower extremity segments during treadmill and overground running at different speeds". Gait & posture, 79: 139-144.

Chen, T. L.-W., Wong, D. W.-C., Wang, Y., Tan, Q., Lam, W.-K., & Zhang, M. (2020). "Changes in segment coordination variability and the impacts of the lower limb across running mileages in half marathons: implications for running injuries". Journal of Sport and Health Science.

Cottam, D. S., Campbell, A. C., Davey, M. P. C., Kent, P., Elliott, B. C., & Alderson, J. A. (2022). "Measurement of uni-planar and sport specific trunk motion using magneto-inertial measurement units: The concurrent validity of Noraxon and Xsens systems relative to a retro-reflective system". Gait & posture, 92, 129-134.

Dubin, J. C., Comeau, D., McClelland, R. I., Dubin, R. A., & Ferrel, E. (2011). "Lateral and syndesmotic ankle sprain injuries: a narrative literature review". Journal of chiropractic medicine, 10(3), 204-219.

Floría, P., Sánchez-Sixto, A., Harrison, A. J., & Ferber, R. (2019). "The effect of running speed on joint coupling coordination and its variability in recreational runners". Human Movement Science, 66, 449-458.

Gribble, P. A., Delahunt, E., Bleakley, C., Caulfield, B., Docherty, C., Fourchet, F., Kaminski, T. (2013). "Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium". journal of orthopaedic & sports physical therapy, 43(8), 585-591.

Ha, S. C.-W., Fong, D. T.-P., & Chan, K.-M. (2015). "Review of ankle inversion sprain simulators in the biomechanics laboratory". Asia-Pacific journal of sports medicine, arthroscopy, rehabilitation and technology, 2(4), 114-121.

Koldenhoven, R. M., Feger, M. A., Fraser, J. J., Saliba, S., & Hertel, J. (2016). "Surface electromyography and plantar pressure during walking in young adults with chronic ankle instability". Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 24(4), 1060-1070.

Kwon, Y. U., Harrison, K., Kweon, S. J., & Williams 3rd, D. B. (2020). "Ankle coordination in chronic ankle instability, coper, and control groups in running". Med Sci Sports Exerc, 52, 663-672.

Miller, R. H., Chang, R., Baird, J. L., Van Emmerik, R. E., & Hamill, J. (2010). "Variability in kinematic coupling assessed by vector coding and continuous relative phase". Journal of biomechanics, 43(13), 2554-2560.

Pirker, W., & Katzenschlager, R. (2017). "Gait disorders in adults and the elderly". Wiener Klinische Wochenschrift, 129(3), 81-95.

Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. (2013). *Research methods in biomechanics*: Human kinetics.

Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., & Yu, B. (2005). "Single-leg jump-landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankles". Journal of athletic training, 40(4), 298.

Stergiou, N. (2004). *Innovative Analysis of Human Movement*.‖ Human Kinetics. Leeds, UK.

Waterman, B. R., Owens, B. D., Davey, S., Zacchilli, M. A., & Belmont Jr, P. J. (2010). "The epidemiology of ankle sprains in the United States". Jbjs, 92(13), 2279-2284.

Yen, S.-C., Chui, K. K., Corkery, M. B., Allen, E. A., & Cloonan, C. M. (2017). "Hip-ankle coordination during gait in individuals with chronic ankle instability". Gait & posture, 53, 193-200.