DOI: 10.22122/jrrs.v16.3636 Published by Vesnu Publications

مقایسه تغییرپذیری هماهنگی سگمنت‌های اندام تحتانی در مردان دارای زانوی پرانتزی و سالم حین دویدن روی تردمیل با سرعت‌های مختلف: یک مطالعه مقطعی

مهدی عرب خزائلی[۱]، علی عباسی[۲]، مهدی خالقی تازجی[۲]، امیر لطافتکار[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: هدف از انجام پژوهش حاضر، مقایسه تغییرپذیری هماهنگی سگمنت‌های اندام تحتانی در مردان دارای زانوی پرانتزی و سالم حین دویدن روی تردمیل با سرعت‌های مختلف بود.

مواد و روش‌ها: ۱۵ دانشجوی سالم رشته علوم ورزشی و ۱۵ داوطلب دارای ناهنجاری زانوی پرانتزی در این مطالعه شرکت کردند. هر آزمودنی با سرعت ترجیحی، ۲۵ درصد سریع‌تر و ۲۵ درصد آهسته‌تر از سرعت ترجیحی، به مدت ۶۰ ثانیه روی تردمیل دوید و در حین دویدن، اطلاعات کینماتیکی اندام تحتانی آن‌ها توسط سیستم آنالیز حرکت مایوموشن با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز ثبت گردید. محاسبات هماهنگی با استفاده از روش فاز نسبی پیوسته برای سه کوپلینگ سگمنتی انجام و بین دو گروه مقایسه شد.

یافته‌ها: نتایج آزمون Repeated measures ANOVA بین گروهی نشان داد که تفاوت معنی‌داری بین الگوهای هماهنگی سگمنت‌ها در دو گروه حین دویدن با سرعت‌های مختلف وجود نداشت ($P > ۰/۰۵$)، اما تغییر سرعت دویدن، منجر به بروز تفاوت معنی‌داری در هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی سگمنت‌ها در برخی فازهای دویدن در هر دو گروه شد ($P \leq ۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: الگوی هماهنگی سگمنت‌های مورد بررسی در حین دویدن بین دو گروه دارای زانوی پرانتزی و سالم متفاوت نمی‌باشد، اما تفاوت‌های معنی‌داری در این الگوها و سرعت‌های متفاوت دویدن در هر دو گروه مشاهده شد. از طرف دیگر، تغییرپذیری هماهنگی سگمنت‌ها بین دو گروه متفاوت نبود، اما افزایش سرعت دویدن، باعث کاهش تغییرپذیری هماهنگی در ابتدا و انتهای سوئینگ و میداستنس در هر دو گروه شد که می‌تواند افزایش احتمال بروز صدمات پرکاری در این فازها را نشان دهد.

کلید واژه‌ها: هماهنگی؛ تغییرپذیری هماهنگی؛ زانوی پرانتزی؛ دویدن

ارجاع: عرب خزائلی مهدی، عباسی علی، خالقی تازجی مهدی، لطافتکار امیر. **مقایسه تغییرپذیری هماهنگی سگمنت‌های اندام تحتانی در مردان دارای زانوی پرانتزی و سالم حین دویدن روی تردمیل با سرعت‌های مختلف: یک مطالعه مقطعی.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۹؛ ۱۶: ۳۷۹-۳۷۰.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۱۰/۱۴ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۱۲/۷ تاریخ چاپ: ۱۳۹۹/۱۲/۱۵

مقدمه

دویدن از مهم‌ترین فعالیت‌های ورزشی جهت بهبود و حفظ آمادگی جسمانی در ورزشکاران رشته‌های مختلف ورزشی است. در حین دویدن، وظیفه اصلی تحمل وزن بدن توسط اندام تحتانی انجام می‌گیرد که طی یک الگوی تکراری وظیفه جذب نیروهای عکس‌العمل زمین و تولید نیروهای پیش برنده را بر عهده دارد (۱). الگوی جذب و تولید نیروها به وسیله مفاصل اندام تحتانی انجام می‌شود که به صورت یک زنجیره حرکتی عمل می‌کند و باعث هماهنگی حرکت دویدن می‌شود. از این میان، مفصل زانو به دلیل وضعیت قرارگیری در وسط این زنجیره، نقش اصلی در حفظ تعادل و انتقال نیروها به ساختارهای بالای این زنجیره دارد (۲، ۱).

بنابراین، هرگونه انحراف یا ناهنجاری از وضعیت طبیعی این مفصل، می‌تواند باعث انتقال نامناسب نیروها و بروز صدمات در این ساختار شود (۳).

زانوی پرانتزی یا ژنوواروم (Genu varum)، یکی از ناهنجاری‌های اصلی مفصل زانو است که شیوع آن در بین افراد عادی و به خصوص ورزشکاران بسیار زیاد است (۴). در این ناهنجاری، کندیل‌های داخلی استخوان ران از یکدیگر فاصله می‌گیرند که می‌تواند به صورت جبرانی بر راستای مفاصل مچ پا و لگن نیز تأثیر بگذارد (۵). ناهنجاری ایجاد شده به صورت بالقوه می‌تواند منجر به تغییر در بیومکانیک مفصل زانو شود و با تغییر خط کشش عضلات و تغییر در عملکرد گیرنده‌های مکانیکی مفاصل، باعث تغییر عملکرد اندام تحتانی گردد

۱- دانشجوی دکتری تخصصی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲- دانشیار، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳- استادیار، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
نویسنده مسؤول: علی عباسی؛ دانشیار، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
Email: abbasi@khu.ac.ir

(۶). به نظر می‌رسد این عارضه باعث انتقال نیروهای محوری زانو از مرکز مفصل به سمت کمپارتمان خارجی می‌شود و تا ۳/۵ برابر نیروهای محوری زانو می‌تواند بر قسمت خارجی اعمال شود (۷). مطالعات گذشته ادعا کرده‌اند که ناهنجاری زانوی پرانتزی می‌تواند احتمال استئوآرتریت مفصل زانو و همچنین، آسیب‌های ثانویه در مفصل کشککی- رانی (Patellofemoral) را افزایش دهد (۸). تحقیقات دیگری تغییرات کینماتیکی مانند افزایش زاویه ابداکشن زانو، اورژن مچ پا و افزایش چرخش داخلی زانو را در حین راه رفتن گزارش کرده‌اند (۱۱-۹). با این حال، پژوهش‌های کینماتیکی پیشین، تنها از منظر تحلیل بیومکانیک خطی انجام گرفته‌اند و تنها عملکرد یک مفصل یا سگمنت را در نظر می‌گیرند. از سوی دیگر، میزان زوایای مفاصل در راستای طبیعی بدن در دو جنس با یکدیگر متفاوت است (۱۲) و فرایند افزایش سن به دلیل تغییرات ساختاری (۱۳) و بیومکانیکی مانند استئوآرتریت (۱۴) می‌تواند بر آن تأثیر بگذارد. بنابراین، به منظور جلوگیری از تأثیر مخدوشگر جنسیت و سن، بهتر است مطالعات با تفکیک جنسیتی و در گروه سنی جوان که در میادین ورزشی فعال‌تر هستند، صورت گیرد.

به تازگی استفاده از روش‌های تحلیل دینامیک در تحقیقات بیومکانیک مورد تأکید قرار گرفته است که توسط این روش‌ها می‌توان هماهنگی یا کوپلینگ (Coupling) کینماتیکی دو یا چند مفصل و تغییرپذیری هماهنگی آن‌ها را به طور هم‌زمان مورد توجه قرار داد. از مهم‌ترین این روش‌ها می‌توان به تحلیل فاز نسبی پیوسته (Continuous relative phase)، وکتور کدینگ (Vector coding) و تحلیل فاز نسبی گسسته (Discrete Relative phase) اشاره کرد (۲۰-۱۵). در روش تحلیل فاز نسبی پیوسته، با استفاده از زوایا و سرعت زاویه‌ای سگمنت‌ها، حرکت نسبی دو سگمنت نسبت به یکدیگر در فضای حالت (State space) محاسبه می‌شود و اطلاعات کینماتیکی حرکت دو سگمنت نسبت به یکدیگر استخراج می‌گردد.

هماهنگی و کنترل حرکت انسان حاصل دینامیک طبیعی سیستم اسکلتی- عضلانی به منظور تولید الگوهای پایدار و خروجی هماهنگ می‌باشد (۲۲، ۲۱). تغییرپذیری هماهنگی (Coordination variability) از لحاظ مفهومی به معنی دامنه الگوهای هماهنگی ممکن و انتقال حرکت بین الگوها می‌باشد که انسان در حین اجرای یک حرکت نشان می‌دهد. از دیدگاه سیستم‌های پویا، کاهش زیاد در تغییرپذیری، منجر به یک سیستم خشک و محکم (Rigid) می‌شود؛ در حالی که افزایش آن می‌تواند یک سیستم ناپایدار (Unstable) ایجاد کند (۲۴، ۲۳). پژوهش‌های مختلفی الگوهای هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی مفاصل و سگمنت‌های اندام تحتانی در حین دویدن و راه رفتن را با هدف مقایسه دویدن روی تردمیل و زمین (۱۸، ۱۵)، تأثیر سرعت‌های مختلف دویدن و راه رفتن (۲۶، ۲۵، ۱۷) و تأثیر آسیب بر کینماتیک دویدن (۲۷) مقایسه کرده‌اند. با این حال، با بررسی مطالعات پیشین، تحقیقی که تأثیر ناهنجاری استاتیک ژنوواروم بر هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی اندام تحتانی را در حین دویدن بررسی کرده باشد، یافت نشد. اکنون این سؤال مطرح است که آیا افراد دارای زانوی پرانتزی نسبت به افرادی که زاویه زانوی طبیعی دارند، رفتار متفاوتی را در هماهنگی و تغییرپذیری آن در حین دویدن بروز می‌دهند؟ بنابراین، هدف از انجام پژوهش حاضر، مقایسه هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی سگمنت‌های اندام تحتانی در مردان دارای زانوی پرانتزی و سالم حین دویدن روی تردمیل با سرعت‌های مختلف بود.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه مقطعی، با فراخوان محقق برای انجام تحقیق، ۱۵ داوطلب مرد سالم و ۱۵ داوطلب مرد دارای ناهنجاری زانوی پرانتزی با دامنه سنی ۲۰ تا ۲۵ سال از میان دانشجویان دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی به صورت نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند و به صورت هدفمند در دو گروه سالم و ژنووارم قرار گرفتند. دانشجویان تربیت بدنی به عنوان ورزشکار فعال محسوب می‌شوند که حداقل هر هفته ۵ جلسه تمرین در رشته‌های ورزشی مختلف دارند، اما الزاماً ورزشکار حرفه‌ای یک رشته خاص نیستند. نوع فعالیت ورزشی در تمام آزمودنی‌ها مشابه بود و مشابه بودن توزیع ورزشکاران رشته‌های مختلف در دو گروه بررسی نشد. پژوهش در بازه زمانی ماه‌های بهمن تا اسفند سال ۱۳۹۸ در محل آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه خوارزمی انجام گردید.

آزمودنی‌ها بر اساس مطالعه عباسی و همکاران (۱۵) با استفاده از نرم‌افزار G*Power 3.1.9.7 freeware, University of Düsseldorf,) G*Power (Düsseldorf, Germany در سطح معنی‌داری $\alpha = ۰/۰۵$ و توان آزمون ۰/۸ انتخاب شد. بر اساس مصاحبه صورت گرفته و ارزیابی توسط یک متخصص فیزیوتراپی، آزمودنی‌های سالم هیچ‌گونه ناهنجاری در اندام تحتانی نداشتند و از سلامت کامل اسکلتی- عضلانی برخوردار بودند و هیچ‌گونه سابقه آسیب دیدگی در یک سال گذشته نداشتند. جهت تشخیص زانوی پرانتزی، آزمودنی‌ها به صورت پا برهنه پشت به دیوار ایستادند (به صورتی که عضلات آن‌ها منقبض نباشد) و سپس توسط کولیس دیجیتال (Mitutoyo Corporation، ژاپن)، فاصله بین کندیل داخلی دو استخوان ران در برجسته‌ترین نقطه اندازه‌گیری شد. فاصله بین دو کندیل بیش از ۳ سانتی‌متر به عنوان زانوی پرانتزی در نظر گرفته شد (۲۸). این آزمودنی‌ها هیچ‌گونه ناهنجاری دیگری در اندام تحتانی نداشتند و از سلامت اسکلتی- عضلانی برخوردار بودند.

پیش از شروع تحقیق، روش انجام آن توسط پژوهشگاه علوم ورزشی بررسی گردید و مورد تأیید کمیته اخلاق در پژوهش (کد اخلاق: IR.SSRI.REC.1399.995) قرار گرفت. ابتدا کلیه مراحل آزمون برای آزمودنی‌ها توضیح داده شد و تمام داوطلبان در صورت تمایل به شرکت در آزمون، فرم رضایت‌نامه و پرسش‌نامه را تکمیل نمودند. روز آزمون، آزمودنی‌ها در محل آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه خوارزمی حاضر شدند و پس از دریافت توضیحاتی در مورد روش انجام پژوهش و آشنا شدن با محیط ثبت اطلاعات، مورد ارزیابی قرار گرفتند. آزمودنی‌ها با نحوه دویدن روی تردمیل آشنایی داشتند. هر آزمودنی با سرعت ترجیحی به مدت ۶۰ ثانیه روی تردمیل می‌دوید، سپس سرعت ۲۵ درصد بیشتر و ۲۵ درصد کمتر از سرعت ترجیحی آن‌ها محاسبه می‌شد و مجدد به مدت ۶۰ ثانیه در هر سرعت محاسبه شده روی تردمیل می‌دویدند. ترتیب سرعت دویدن روی تردمیل برای همه آزمودنی‌ها به همین ترتیب و انتخاب نسبت، ۲۵ درصد برای سرعت‌های کمتر و بیشتر بر اساس مطالعات پیشین (۱۵) بود. هر آزمون دویدن با هر سرعت برای هر آزمودنی فقط یک بار انجام شد و جهت تحلیل داده‌ها، از اطلاعات ده سیکل (گام) میانی دویدن برای تحلیل‌های بعدی در هر آزمون استفاده گردید. انتخاب سرعت‌های متفاوت بر اساس تحقیق عباسی و همکاران با هدف تعیین تأثیر سرعت بر تفاوت‌های احتمالی عملکرد هماهنگی (۱۵) بود.

تست انجام شده به مدت ۶۰ ثانیه دویدن در هر سرعت انجام می‌شد. به دلیل کوتاه بودن زمان، آزمون منجر به بروز خستگی در آزمودنی‌ها نمی‌شد. با

http://jrrs.mui.ac.ir

این وجود، برای اطمینان از عدم بروز خستگی و ممانعت از تأثیر مخدوشگر آن بر نتایج پژوهش، بین دویدن در هر سرعت، هر آزمودنی ۵ دقیقه استراحت می‌کرد. در حین دویدن اطلاعات کینماتیکی اندام تحتانی نمونه‌ها به وسیله سیستم آنالیز حرکت Myomotion (Noraxon USA. Inc.) با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز ثبت می‌شد. جهت همسان‌سازی، تمام آزمون‌های دویدن با استفاده از کفش مدل Nike انجام شد که با شماره پای هر آزمودنی تطابق داشت. به منظور اندازه‌گیری اطلاعات کینماتیکی اندام تحتانی در حین دویدن، ابتدا حسگرهای سیستم آنالیز حرکت مطابق با دستورالعمل شرکت سازنده روی سگمنت‌های پاها، ساق‌ها، ران‌ها و لگن قرار می‌گرفت و بعد از انجام کالیبراسیون، داده های کینماتیکی در حین دویدن ثبت می‌گردید. داده‌های ثبت شده در نرم‌افزار MATLAB (Mathlab R2018a, MathWorks®, Natick, Massachusetts, United States) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. برای تحلیل، تمامی ۱۰۰ درصد سیکل دویدن در نظر گرفته شد و تحلیل گردید. ابتدا سیکل‌های دویدن با استفاده از زاویه مفصل زانو در صفحه ساجیتال تفکیک شد (۱۵). سپس داده‌ها با استفاده از فیلتر پایین‌گذر Butterworth مرتبه ۴ و فرکانس برش ۱۰ هرتز، فیلتر گردید و داده‌های هر سیکل دویدن به ۱۰۰ داده درون‌یابی (Interpolate) شد.

برای انجام محاسبات، هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی سگمنت‌ها مورد استفاده قرار گرفت. محاسبات هماهنگی با استفاده از روش فاز نسبی پیوسته برای کوپل‌های سگمنتی فلکشن/ اکستنشن ران به فلکشن/ اکستنشن ساق پا، فلکشن/ اکستنشن ساق پا به دورسی/ پلانتار فلکشن پا و فلکشن/ اکستنشن ساق پا به چرخش داخلی/ خارجی پا بر حسب رفرنس مرجع گلوبال آزمایشگاه (زوایای مطلق) و مطابق با مطالعات پیشین (۲۹، ۲۰، ۱۵) صورت گرفت که پیش از این، در بروز آسیب‌های پرکاری (Overuse injuries) مفصل زانو مطرح و برای بررسی علت خطر این آسیب‌ها در حین دویدن معرفی شد (۲۷، ۲۳، ۱۵). تعریف حرکات مطابق با خروجی سیستم مورد استفاده بود؛ به عنوان مثال حرکت چرخش داخلی و خارجی پا (Internal and external rotation) حول محور قدامی– خلفی پا در نظر گرفته و تعریف شد. عدد محاسبه شده صفر درجه در فاز نسبی پیوسته به معنی این است که حرکت دو نوسانگر به طور کامل In-phase و عدد محاسبه شده ۱۸۰ درجه به معنی این است که حرکت دو نوسانگر به طور کامل Anti-phase می‌باشد. بقیه اعداد محاسبه شده که بین صفر تا ۱۸۰ درجه است، Out of phase هستند که دو نوسانگر می‌تواند نسبتاً In-phase (نزدیک به صفر درجه) یا نسبتاً Anti-phase (نزدیک به ۱۸۰ درجه) باشد (۲۹، ۲۰، ۱۵). برای محاسبه تغییرپذیری هماهنگی، انحراف استاندارد فاز نسبی پیوسته در هر یک از داده‌ها در چرخه دویدن محاسبه و به صورت سری زمانی ۱۰۰ عددی گزارش گردید. داده‌های هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی سگمنت‌های مورد نظر در تمام ۱۰۰ درصد سیکل دویدن بین دو گروه و سه سرعت مورد مقایسه قرار گرفت. تمامی تحلیل‌های آماری با استفاده از روش تحلیل برداری (Statistical Parametric Mapping یا SPM) در نرم‌افزار MATLAB انجام شد. به منظور مقایسه هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی سگمنت‌ها، از آزمون Repeated measures ANOVA بین گروهی در سطح معنی‌داری $\alpha = ۰/۰۵$ استفاده گردید.

یافته‌ها

۱۵ داوطلب مرد سالم و ۱۵ داوطلب مرد دارای ناهنجاری زانوی پرانتزی در مطالعه حاضر شرکت کردند و تمام مراحل را به شکل صحیح پشت سر گذاشتند. بنابراین، نرخ ریزش شرکت‌کنندگان صفر درصد بود. اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول ۱ ارایه شده است.

در مقالات بیومکانیک دویدن و راه رفتن، محور افقی نمودارها، درصد سیکل گیت یا دویدن را نشان می‌دهد که در اینجا نشان دهنده سیکل دویدن (از صفر تا ۴۰ درصد: فاز استانس و از ۴۰ تا ۱۰۰ درصد: فاز سوئینگ) می‌باشد. نتایج آزمون Repeated measures ANOVA درون گروهی توسط تحلیل برداری SPM نشان داد که برای کوپلینگ‌ها و تغییرپذیری کوپلینگ‌های محاسبه شده، تعامل معنی‌داری بین گروه و سرعت دویدن وجود نداشت ($P > ۰/۰۵۰$).

همچنین، نتایج بین گروهی نیز تفاوت معنی‌داری در کوپلینگ‌ها و تغییرپذیری کوپلینگ‌ها بین دو گروه در سرعت‌های مختلف دویدن نشان نداد ($P > ۰/۰۵۰$) (شکل‌های ۱ تا ۶، قسمت‌های A تا C). با این حال، نتایج درون گروهی تفاوت‌هایی در هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی بین سرعت‌های مختلف را گزارش نمود که در ادامه آمده است.

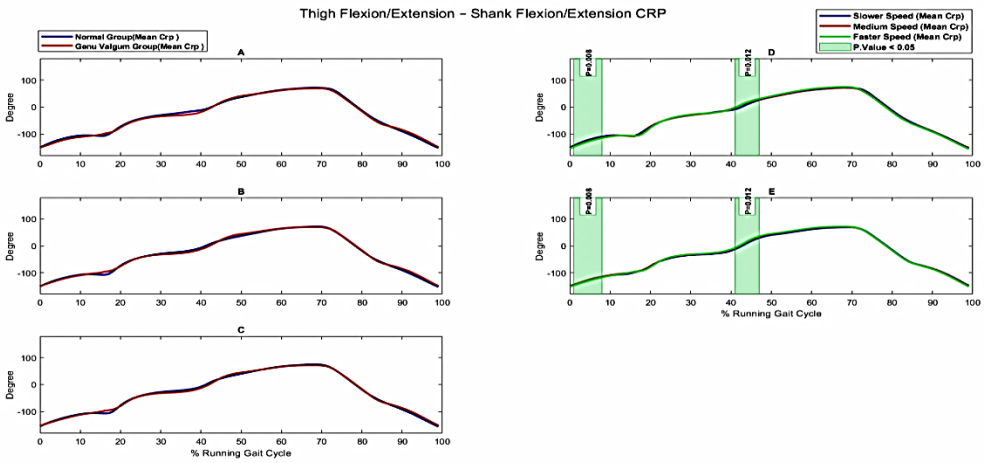
فلکشن/ اکستنشن ران به فلکشن/ اکستنشن ساق پا فاز فوت فلت (Foot flat) و اینیشیال سوئینگ (Initial-swing) در سه سرعت دویدن متفاوت بود (شکل ۱، قسمت‌های D و E). هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ساق پا به پلانتار/ دورسی فلکشن پا در حین فوت فلت، لیت استانس (Late-stance)، اینیشیال و لیت سوینگ (Initial and Late-swing) در سه سرعت دویدن تفاوت داشت (شکل ۲، قسمت‌های D و E).

جدول ۱. ویژگی‌های دموگرافیک شرکت‌کنندگان

متغیر	سالم	زانوی پرانتزی	کل	مقدار P
تعداد شرکت کنندگان (نفر)	۱۵	۱۵	۳۰	–
سن (سال)	۲۱/۲۵ ± ۲/۴۶	۲۱/۸۳ ± ۲/۳۸	۲۱/۴۷ ± ۲/۴۰	۰/۸۴۵
قد (سانتی‌متر)	۱۷۷/۳۹ ± ۶/۷۸	۱۷۵/۸۳ ± ۷/۴۳	۱۷۶/۱۱ ± ۷/۲۶	۰/۶۴۹
وزن (کیلوگرم)	۷۵/۳۵ ± ۵/۵۸	۷۹/۵۳ ± ۷/۶۲	۷۷/۴۳ ± ۶/۴۲	۰/۵۱۲
شاخص توده بدن (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۴/۱۱ ± ۲/۶۴	۲۳/۵۷ ± ۳/۱۰	۲۳/۴۹ ± ۳/۸۶	۰/۷۴۳
متوسط ساعات تمرین در هفته	۴۲/۱۴ ± ۴/۲۰	۴۰/۲۳ ± ۳/۱۸	۴۱/۷۵ ± ۴/۳۷	۰/۶۴۲

داده‌ها بر اساس میانگین ± انحراف معیار گزارش شده است.

http://jrrs.mui.ac.ir



شکل ۱. نتایج درون گروهی (مقایسه بین سه سرعت دویدن) و بین گروهی (گروه زانوی پرانتزی و طبیعی) هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ران به فلکشن/ اکستنشن ساق پا در حین دویدن با سه سرعت روی تردمیل در گروه زانوی پرانتزی و طبیعی

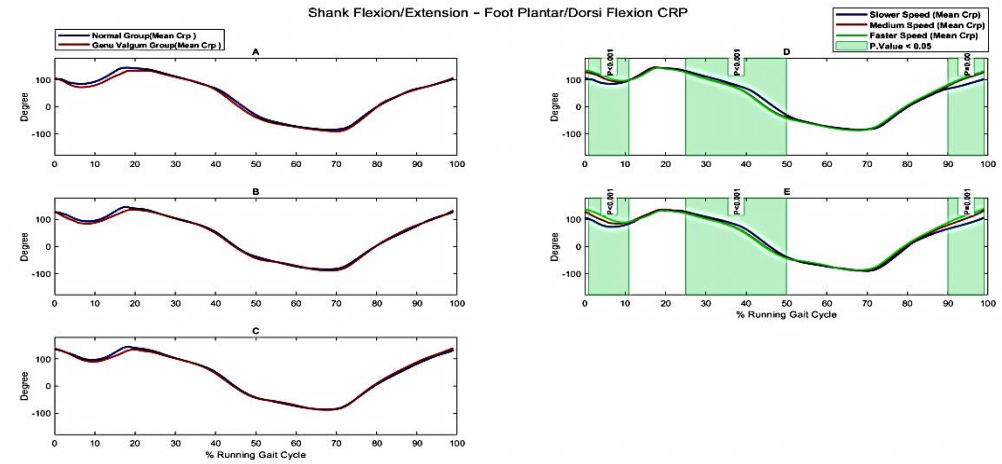
هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ساق پا به چرخش داخلی/ خارجی پا در حین فوت فلت، میداستانس (Mid-stance)، لیت استانس و لیت سوئینگ متفاوت بود (شکل ۳، قسمت‌های D و E).

تغییرپذیری هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ساق پا به پلانتار/ دورسی فلکشن پا در حین میداستانس، اینیشیال و لیت سوئینگ تفاوتی را گزارش نمود (شکل ۵، قسمت‌های D و E).

تغییرپذیری هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ساق پا به چرخش داخلی/ خارجی پا در حین انتهای استانس متفاوت بود (شکل ۶، قسمت‌های D و E).

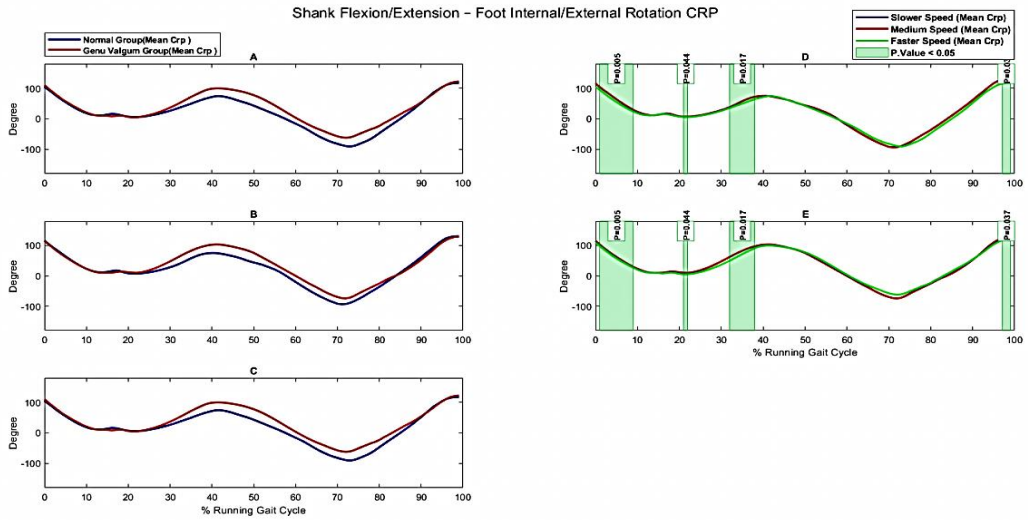
بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر، مقایسه هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی سگمنت‌های اندام تحتانی در افراد دارای زانوی پرانتزی و سالم حین دویدن روی تردمیل با سرعت‌های مختلف بود. نتایج نشان داد که هماهنگی سگمنت‌های بررسی شده بین افراد دارای زانوی پرانتزی و طبیعی در حین دویدن با سه سرعت مختلف، تفاوت نداشت. نتایج مطالعات گذشته تفاوت‌های کینماتیکی شامل زاویه ابداکشن زانو، اورژن مچ پا، چرخش داخلی زانو، چرخش داخلی درشت‌نی بین دو گروه زانوی پرانتزی و طبیعی را در حین راه رفتن و دویدن گزارش کرده‌اند (۱۱-۹). همچنین، تفاوت‌های کینتیکی شامل گشتاورهای اداکتوری خارجی زانو، نیروی عکس‌العمل زمین در راستای خارجی و گشتاور چرخش خارجی در حین راه رفتن گزارش شده است (۳۱، ۳۰، ۱۱-۹). اگرچه در تحقیقات مذکور از مقایسه گسسته و روش تحلیل خطی استفاده شده بود و در پژوهش حاضر این موارد مقایسه نگردید، اما با این حال نتایج بررسی حاضر با نتایج مطالعات بیان شده (۳۱، ۳۰، ۱۱-۹) تفاوت داشت.



شکل ۲. نتایج درون گروهی (مقایسه بین سه سرعت دویدن) و بین گروهی (گروه زانوی پرانتزی و طبیعی) هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ساق پا به پلانتار/ دورسی فلکشن پا در حین دویدن با سه سرعت روی تردمیل در گروه زانوی پرانتزی و طبیعی

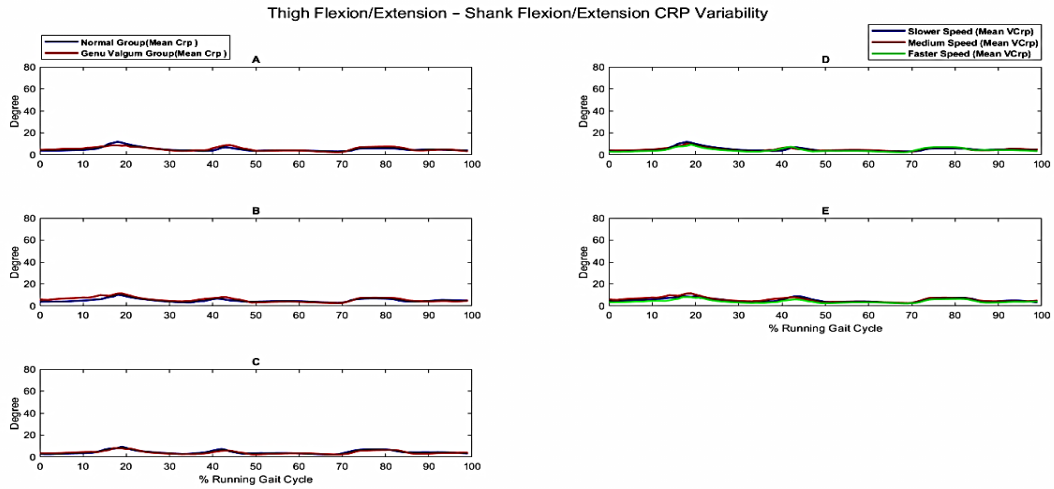
http://jrrs.mui.ac.ir



شکل ۳. نتایج درون گروهی (مقایسه بین سه سرعت دویدن) و بین گروهی (گروه زانوی پرانتزی و طبیعی) هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ساق پا به اینترنال/ اکسترنال روتیشن پا در حین دویدن با سه سرعت روی تردمیل در گروه زانوی پرانتزی و طبیعی

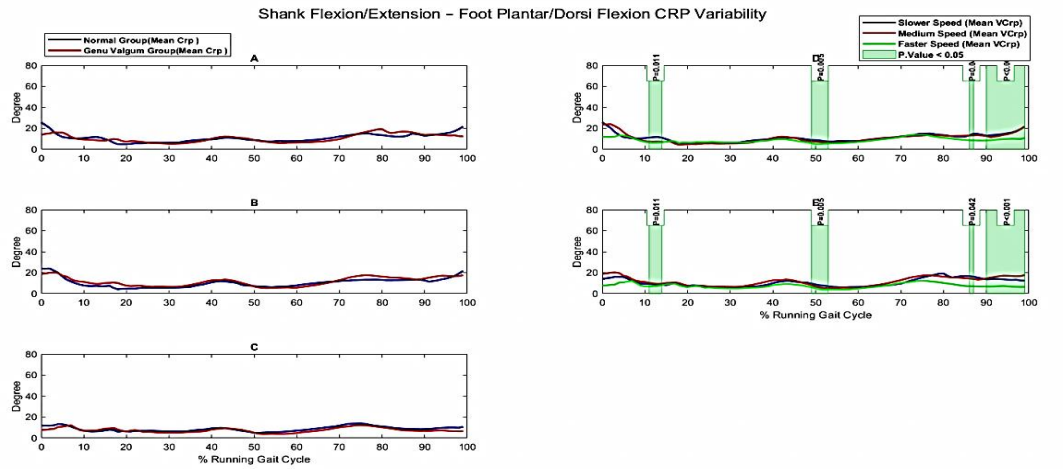
عدم تفاوت کوپلینگ‌های سگمنتی بین دو گروه ممکن است به دلیل همسان بودن گروه‌ها از نظر میزان فعالیت بدنی و یا شرایط آمادگی جسمانی آن‌ها و یا نوع ورزش‌هایی که انجام می‌دهند، باشد. در هر حال، با توجه به این که در تحقیق حاضر تنها هماهنگی سگمنت‌ها بررسی شد، این احتمال وجود دارد که بررسی هماهنگی این سگمنت‌ها در صفحات حرکتی دیگر یا بررسی هماهنگی سگمنت‌های دیگر و یا بررسی هماهنگی مفاصل، تفاوت معنی‌داری را در حین دویدن بین دو گروه نشان دهند که نیاز به پژوهش‌های آینده در این خصوص است.

بر اساس نتایج مطالعه حاضر، سرعت دویدن باعث بروز تفاوت معنی‌داری در هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ران به فلکشن/ اکستنشن ساق پا در حین هیل‌کانتکت تا فوت فلت (۱ تا ۸ درصد چرخه دویدن) و اینیشیال سوئینگ (۴۱ تا ۴۷ درصد چرخه دویدن) در هر دو گروه زانوی پرانتزی و طبیعی شد. همچنین، الگوی هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ساق پا به پلانتار/ دورسی فلکشن پا در حین هیل‌کانتکت تا فوت فلت (۱ تا ۸ درصد چرخه دویدن)، انتهای استنس و ابتدای سوئینگ (۲۵ تا ۵۰ درصد چرخه دویدن) و انتهای سوئینگ (۹۰ تا ۹۹ درصد چرخه دویدن) و الگوی هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ساق پا به چرخش داخلی/ خارجی پا در حین هیل‌کانتکت تا فوت فلت (۱ تا ۸ درصد چرخه دویدن)، میداستانس (۲۱ تا ۲۳ درصد چرخه دویدن)، انتهای استنس (۳۲ تا ۳۸ درصد چرخه دویدن) و انتهای سوئینگ (۹۷ تا ۹۹ درصد چرخه دویدن) در حین دویدن با سرعت‌های مختلف متفاوت بود، اما این تفاوت بین دو گروه معنی‌دار نبود.



شکل ۴. نتایج درون گروهی (مقایسه بین سه سرعت دویدن) و بین گروهی (گروه زانوی پرانتزی و طبیعی) تغییرپذیری هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ران به فلکشن/ اکستنشن ساق پا در حین دویدن با سه سرعت روی تردمیل در گروه زانوی پرانتزی و طبیعی

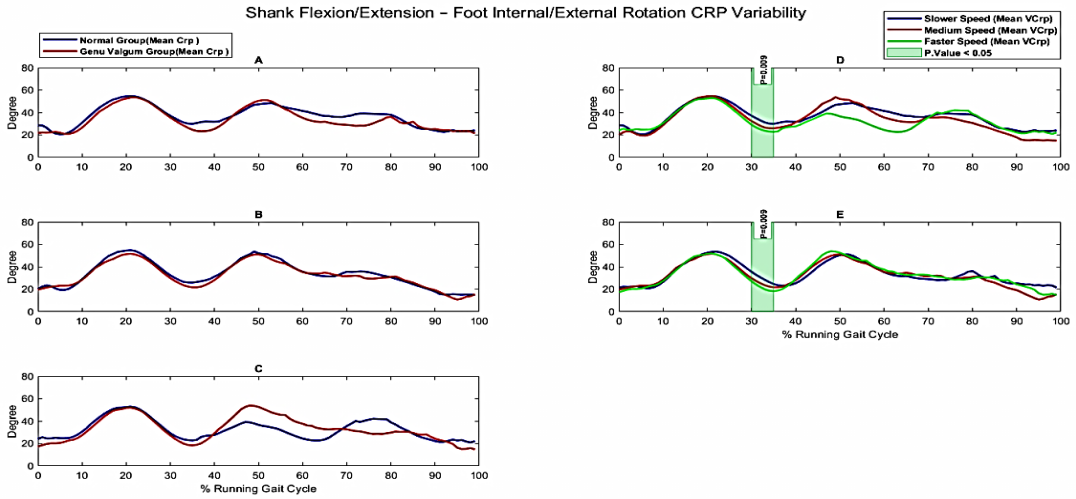
http://jrrs.mui.ac.ir



شکل ۵. نتایج درون گروهی (مقایسه بین سه سرعت دویدن) و بین گروهی (گروه زانوی پرانتزی و طبیعی) تغییرپذیری هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ساق پا به پلانتار/ دورسی فلکشن پا در حین دویدن با سه سرعت روی تردمیل در گروه زانوی پرانتزی و طبیعی

نتایج به دست آمده در خصوص تفاوت الگوی هماهنگی سگمنت‌ها با یافته‌های تحقیقات گذشته که تفاوت در الگوی هماهنگی سگمنت‌های اندام تحتانی در حین دویدن با سرعت‌های مختلف را گزارش کردند (۲۶، ۲۵، ۱۷، ۱۵)، همسو بود. با توجه به نتایج حاصل شده، به نظر می‌رسد تغییر سرعت دویدن بیشتر باعث تفاوت در الگوی هماهنگی سگمنت‌های اندام تحتانی در حین تغییر فاز حرکت دویدن (از استانس به سویئنگ و بر عکس) می‌شود و این امر نشان دهنده به کارگیری استراتژی‌های متفاوت هماهنگی سگمنتی در حین تغییر فازهای حرکت است که با تغییر سرعت دویدن تغییر می‌کند. این نتایج می‌تواند برای مربیان ورزشی و همچنین، بازتوانی بیماران مورد استفاده قرار گیرد که با شناسایی الگوهای هماهنگی سگمنتی در حین دویدن در سرعت‌های مختلف، برنامه تمرینی خاصی را طراحی کنند.

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که تغییرپذیری هماهنگی سگمنت‌های بررسی شده در حین دویدن با سرعت‌های مختلف بین دو گروه دارای زانوی پرانتزی و طبیعی، تفاوتی نداشت. با این حال، تغییرپذیری هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ران به فلکشن/ اکستنشن ساق پا در حین فاز دویدن به طور قابل توجهی پایین می‌باشد (۵ ≤)؛ در حالی که در دو حالت دیگر مقدار تغییرپذیری به میزان قابل توجهی بالا بود. مطالعات گذشته افزایش تغییرپذیری در هماهنگی را به عنوان عاملی جهت کاهش احتمال بروز آسیب‌های پرکاری مانند درد پاتلوفمورال و سندرم ایلیوتیبیال باند (ITB یا Iliotibial band) معرفی کرده‌اند (۲۷، ۲۴). بنابراین، با احتیاط می‌توان چنین نتیجه‌گیری کرد که احتمال بروز صدمات پرکاری در مفصل زانو در حین دویدن بیشتر از مفصل مچ پا می‌باشد.



شکل ۶. نتایج درون گروهی (مقایسه بین سه سرعت دویدن) و بین گروهی (گروه زانوی پرانتزی و طبیعی) تغییرپذیری هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ساق پا به چرخش داخلی/ خارجی پا در حین دویدن با سه سرعت روی تردمیل در گروه زانوی پرانتزی و طبیعی

http://jrrs.mui.ac.ir

بر اساس نتایج تحقیق حاضر، تغییرپذیری هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ساق پا به پلانتار/ دورسی فلکشن پا در حین میداستانس (۱۱ تا ۱۵ درصد چرخه دویدن)، اینیشیال سوئینگ (۴۹ تا ۵۲ درصد چرخه دویدن) و لیت سوینگ (۸۶ تا ۱۰۰ درصد چرخه دویدن) و تغییرپذیری هماهنگی فلکشن/ اکستنشن ساق پا به چرخش داخلی و خارجی پا در حین انتهای استانس (۳۰ تا ۳۵ درصد چرخه دویدن) بین سرعت‌های مختلف دویدن، تفاوت داشت و این تفاوت بین دو گروه معنی‌دار نبود. پژوهش‌های گذشته در خصوص تغییرپذیری هماهنگی نتایج متفاوتی را گزارش کرده‌اند. به طور مثال، کاهش تغییرپذیری هماهنگی سگمنت‌ها و مفاصل اندام تحتانی با افزایش سرعت دویدن روی تردمیل در حین دویدن عنوان شده است (۲۶، ۱۷، ۱۵) که عامل افزایش سرعت دویدن را به عنوان یک محدودکننده برای درجات آزادی حرکت گزارش کردند (۱۷). Floria و همکاران عدم تغییر در تغییرپذیری هماهنگی مفاصل اندام تحتانی در حین دویدن با سرعت‌های مختلف را بیان نمودند (۲۵). با این حال، نتایج بررسی حاضر بر خلاف پژوهش‌های گذشته، افزایش تغییرپذیری هماهنگی سگمنت‌ها را با کاهش سرعت نشان داد. از عوامل اختلاف نتایج مطالعه حاضر با تحقیقات گذشته، می‌توان به کوپل‌های مختلف سگمنتی و مفصلی و روش محاسبات هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی این پژوهش‌ها اشاره نمود. به دلیل جدید بودن مبحث محاسبات دینامیک غیر خطی در مطالعات بیومکانیک انسان، هنوز در مورد استفاده از روش‌های مختلف و این که کدام روش بهتر هست، قطعیت وجود ندارد و هر روش مزایا و معایبی دارد. بنابراین، در مطالعات تنها با استفاده از روش‌های مختلف تحلیل انجام می‌شود و هر تحقیق بسته به نیاز و اهمیت موضوع مورد بررسی یک سری از کوپل‌های مفصلی یا سگمنتی را بررسی می‌کند. با توجه به احتمال کاهش بروز آسیب‌های پرکاری با افزایش تغییرپذیری هماهنگی (۲۷، ۲۴)، می‌توان با احتیاط چنین نتیجه‌گیری کرد که افزایش سرعت دویدن به واسطه کاهش تغییرپذیری هماهنگی احتمال بروز صدمات پرکاری سگمنت‌های بررسی شده را در فاز میداستانس و ابتدا و انتهای سوئینگ افزایش می‌دهد.

محدودیت‌ها

در مطالعه حاضر تنها هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی سه سگمنت مورد بررسی قرار گرفت، با این حال بررسی الگوی هماهنگی سگمنت‌های دیگر و همچنین، مفاصل اندام تحتانی جهت بینش بهتر در تفاوت‌های عملکرد دویدن افراد دارای زانوی پرانتزی و طبیعی ضروری است. از طرف دیگر، در تحقیق حاضر از روش تحلیل فاز نسبی پیوسته برای کمی کردن الگوهای هماهنگی استفاده شد. این احتمال وجود دارد که روش‌های دیگر مانند وکتور کدینگ و تحلیل فاز نسبی گسسته نتایج متفاوتی نسبت به پژوهش حاضر ارایه کنند که قابل بررسی است.

پیشنهادها

انجام مطالعات مشابه روی الگوی هماهنگی در اندام تحتانی همراه با تنه و اندام فوقانی در حین دویدن با استفاده از وکتور کدینگ و تحلیل فاز نسبی گسسته و همچنین، بررسی روی زنان ورزشکار می‌تواند نتایج ارزشمندی به دنبال داشته باشد.

نتیجه‌گیری

به طور کلی، نتایج تحقیق حاضر نشان داد که الگوی هماهنگی سگمنت‌های مورد بررسی در حین دویدن بین دو گروه دارای زانوی پرانتزی و طبیعی متفاوت نمی‌باشد، اما تفاوت‌های معنی‌داری در این الگوها در سرعت‌های متفاوت دویدن در هر دو گروه مشاهده گردید. از طرف دیگر، تغییرپذیری هماهنگی سگمنت‌ها بین دو گروه متفاوت نبود، اما افزایش سرعت دویدن باعث کاهش تغییرپذیری هماهنگی در ابتدا و انتهای سوئینگ و میداستانس در هر دو گروه شد که می‌تواند افزایش احتمال بروز صدمات پرکاری در این فازها را نشان دهد.

تشکر و قدردانی

پژوهش حاضر برگرفته از رساله مقطع دکتری تخصصی بیومکانیک ورزشی با کد اخلاق IR.SSRI.REC.1399.995، مصوب دانشگاه خوارزمی می‌باشد. بدین وسیله نویسندگان از تمامی شرکت‌کنندگان این آزمون و همچنین، شورای پژوهشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تشکر و قدردانی به عمل می‌آورند.

نقش نویسندگان

مهدی عرب خزائلی، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، جذب منابع مالی برای انجام مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهمی علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، علی عباسی، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهمی علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، مهدی خالقی تازجی، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهمی علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، امیر لطافتکار، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهمی علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران را بر عهده داشتند.

منابع مالی

مطالعه حاضر بر اساس تحلیل بخشی از اطلاعات مستخرج از رساله مقطع دکتری تخصصی بیومکانیک ورزشی با کد اخلاق IR.SSRI.REC.1399.995 و بدون حمایت مالی سازمان خاصی تنظیم گردید. دانشگاه خوارزمی در جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و گزارش آن‌ها، تنظیم دست‌نوشته و تأیید نهایی مقاله برای انتشار اعمال نظر نداشته است.

تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند. دکتر علی عباسی، دکتر مهدی خالقی

تازجی و دکتر امیر لطافتکار از سال ۱۳۹۱ تاکنون در دانشگاه خوارزمی به عنوان استادیار مشغول به فعالیت می‌باشند. آقای مهدی عرب خزائلی به عنوان دانشجوی مقطع دکتری تخصصی بیومکانیک ورزشی در دانشگاه خوارزمی مشغول به تحصیل می‌باشد.

References

1. Souza RB. An evidence-based videotaped running biomechanics analysis. Phys Med Rehabil Clin N Am 2016; 27(1): 217-36.
2. Nigg BM, De Boer RW, Fisher V. A kinematic comparison of overground and treadmill running. Med Sci Sports Exerc 1995; 27(1): 98-105.
3. Murphy DF, Connolly DA, Beynnon BD. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. Br J Sports Med 2003; 37(1): 13-29.
4. Samaei A, Bakhtiary AH, Elham F, Rezasoltani A. Effects of genu varum deformity on postural stability. Int J Sports Med 2012; 33(6): 469-73.
5. Van Gheluwe B, Kirby KA, Hagman F. Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait. J Am Podiatr Med Assoc 2005; 95(6): 531-41.
6. Marks R, Percy JS, Semple J, Kumar S. Quadriceps femoris activation changes in genu varum: A possible biomechanical factor in the pathogenesis of osteoarthrosis. J Theor Biol 1994; 170(3): 283-9.
7. Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. Osteoarthritis Cartilage 2004; 12(9): 745-51.
8. Lun V, Meeuwisse WH, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. Br J Sports Med 2004; 38(5): 576-80.
9. Stief F, Bohm H, Dussa CU, Multerer C, Schwirtz A, Imhoff AB, et al. Effect of lower limb malalignment in the frontal plane on transverse plane mechanics during gait in young individuals with varus knee alignment. Knee 2014; 21(3): 688-93.
10. Barrios JA, Davis IS, Higginson JS, Royer TD. Lower extremity walking mechanics of young individuals with asymptomatic varus knee alignment. J Orthop Res 2009; 27(11): 1414-9.
11. Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus: A cross sectional study. PLoS One 2017; 12(9): e0185057.
12. Lim KH, Seo TB, Kim YP. Relationship between movement dysfunctions and sports injuries according to gender of youth soccer player. J Exerc Rehabil 2020; 16(5): 427-31.
13. Bayraktar B, Yucesir I, Ozturk A, Cakmak AK, Taskara N, Kale A, et al. Change of quadriceps angle values with age and activity. Saudi Med J 2004; 25(6): 756-60.
14. Ekim AA, Hamarat H, Musmul A. Relationship between Q-angle and articular cartilage in female patients with symptomatic knee osteoarthritis: Ultrasonographic and radiologic evaluation. Arch Rheumatol 2017; 32(4): 347-52.
15. Abbasi A, Yazdanbakhsh F, Tazji MK, Aghaie AP, Svoboda Z, Nazarpour K, et al. A comparison of coordination and its variability in lower extremity segments during treadmill and overground running at different speeds. Gait Posture 2020; 79: 139-44.
16. Abbasi A, Zamanian M, Svoboda Z. Nonlinear approach to study the acute effects of static and dynamic stretching on local dynamic stability in lower extremity joint kinematics and muscular activity during pedalling. Hum Mov Sci 2019; 66: 440-8.
17. Bailey JP, Freedman SJ, Dufek JS, Navalta J, Mercer JA. Effects of treadmill running velocity on lower extremity coordination variability in healthy runners. Hum Mov Sci 2018; 61: 144-50.
18. Chiu SL, Chang CC, Chou LS. Inter-joint coordination of overground versus treadmill walking in young adults. Gait Posture 2015; 41(1): 316-8.
19. DeLeo AT, Dierks TA, Ferber R, Davis IS. Lower extremity joint coupling during running: A current update. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2004; 19(10): 983-91.
20. Mehri R, Abbasi A, Abbasi S, Khaleghi Tazji M, Nazarpour K. Intra-segment coordination variability in road cyclists during pedaling at different intensities. Appl Sci 2020; 10(24): 8964.
21. Li L, Haddad JM, Hamill J. Stability and variability may respond differently to changes in walking speed. Hum Mov Sci 2005; 24(2): 257-67.
22. Li Y, Walker M, Kakar RS, Simpson K. Upper trunk-pelvis axial rotation coordination during treadmill running. Proceedings of the 33th International Conference of Biomechanics in Sports; 2015 Jun 29-Jul 3; Poitiers, France.
23. Hamill J, van Emmerik RE, Heiderscheit BC, Li L. A dynamical systems approach to lower extremity running

injuries. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1999; 14(5): 297-308.
24. Hamill J, Palmer C, van Emmerik RE. Coordinative variability and overuse injury. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol 2012; 4(1): 45.
25. Floria P, Sanchez-Sixto A, Harrison AJ, Ferber R. The effect of running speed on joint coupling coordination and its variability in recreational runners. Hum Mov Sci 2019; 66: 449-58.
26. Mehdizadeh S, Arshi AR, Davids K. Quantifying coordination and coordination variability in backward versus forward running: Implications for control of motion. Gait Posture 2015; 42(2): 172-7.
27. Cunningham TJ, Mullineaux DR, Noehren B, Shapiro R, Uhl TL. Coupling angle variability in healthy and patellofemoral pain runners. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2014; 29(3): 317-22.
28. Letafatkar A, Mantashloo Z, Moradi M. Comparison the time to stabilization and activity of the lower extremity muscles during jump-landing in subjects with and without Genu Varum. Gait Posture 2018; 65: 256-61.
29. Miller RH, Meardon SA, Derrick TR, Gillette JC. Continuous relative phase variability during an exhaustive run in runners with a history of iliotibial band syndrome. J Appl Biomech 2008; 24(3): 262-70.
30. Stief F, Bohm H, Schwirtz A, Dussa CU, Doderlein L. Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. Gait Posture 2011; 33(3): 490-5.
31. Jafarnezhadgero A, Shad MM, Majlesi M, Zago M. Effect of kinesio taping on lower limb joint powers in individuals with genu varum. J Bodyw Mov Ther 2018; 22(2): 511-8.

DOI: 10.22122/jrrs.v16.3636 Published by Vesnu Publications

A Comparison of Coordination Variability of Lower Extremity Segments in Men with Genu Varum and Healthy Men during Treadmill Running at Different Speeds: A Cross-Sectional Study

Mehdi Arabkhazaeli[1], Ali Abbasi[2], Mehdi Khaleghi-Tazji[2], Amir Letafatkar[3]

Original Article

Abstract

Introduction: The purpose of this research was to compare the coordination variability of lower extremity segments in men with genu varum and healthy men during treadmill running at different speeds.

Materials and Methods: Among sports and physical education students, 15 healthy men and 15 men with genu varum voluntarily participated in this research. Each participant ran on treadmill for 60 seconds at preferred speed and 25% faster and 25% slower than preferred speed. The kinematics data of lower extremities were collected by MyoMotion motion analysis system at 200 Hz sampling frequency. Coordination calculations were done by continuous relative phase (CRP) method for three segments coupling and compared between two groups.

Results: The results of repeated measures analysis of variance (ANOVA) between groups showed that coordination patterns of segments did not differ significantly between the groups during running at different speeds ($P > 0.05$). However, the change in running speed caused significant differences in coordination and coordination variability of segments in some phases of running in two groups ($P \leq 0.05$).

Conclusion: Coordination pattern of segments during running seems the same between genu varum and healthy groups; however, significant differences in these patterns and different running speeds were evident in both groups. On the other hand, coordination variability of segments was not different between groups, but the increase in running speed reduced the coordination variability during early and late swing and mid-stance phase of running in both groups. This finding may imply higher risk of overuse injuries at these phases.

Keywords: Coordination; Coordination variability; Genu varum; Running

Citation: Arabkhazaeli M, Abbasi A, Khaleghi-Tazji M, Letafatkar A. **The Effects of 8-Weeks Selected Exercises on Muscle Torque and Proprioception of Knee in Athletes with Injured Meniscus: A Clinical Trial Study.** J Res Rehabil Sci 2020; 16: 370-9.

Received date: 03.01.2021 Accept date: 25.02.2021 Published: 05.03.2021

1- PhD Student, Department of Biomechanics and Sports Injuries, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
2- Associate Professor, Department of Biomechanics and Sports Injuries, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
3- Assistant Professor, Department of Biomechanics and Sports Injuries, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
Corresponding Author: Ali Abbasi; Associate Professor, Department of Biomechanics and Sports Injuries, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran; Email: abbasi@khu.ac.ir