

تأثیر سه نوع بريس مچ پا بر پايداري ديناميك موضعي حين دويدن در افراد مبتلا به ناپايداري مچ پا

زهرا بصيري^۱، مهرداد عنبريان^۲، علي شريف‌نژاد^۳، بهنام ميري پور فرد^۴

۱. دانشجوي دکتری بيومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.
۲. استاد بيومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا (نویسنده مسئول).
۳. استادیار، گروه بيومکانیک و فناوری ورزشی، پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران.
۴. استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه گیلان، رشت، ایران.

تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۱۲/۱۸

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۰۹/۳۰

چکیده

هدف این مطالعه، تعیین اثر سه نوع بريس مختلف بر پايداري ديناميك موضعي با استفاده از حداکثر نمای لياپانوف حين دويدن در افراد مبتلا به ناپايداري مچ پا بود. ۱۲ آزمودنی مبتلا به ناپايداري مچ پا در گروه آسیب‌دیده و ۱۲ آزمودنی سالم در این مطالعه شرکت کردند. گروه آسیب‌دیده، روی تردمیل ۷۰ گام با بريس سخت، نیمه‌سخت، نرم و بدون بريس دويدند. گروه سالم، تنها در وضعیت بدون بريس آزمون دويدن را انجام دادند. حداکثر نمای لياپانوف با استفاده از داده‌های کينماتیک محاسبه شد. نتایج نشان داد حداکثر نمای لياپانوف کوتاه‌دوره در دويدن با بريس نیمه‌سخت در گروه آسیب‌دیده به‌طور معناداری با سایر وضعیت‌های بريس مچ پا متفاوت است، اما دويدن با بريس نیمه‌سخت تفاوت معناداری در حداکثر نمای لياپانوف کوتاه‌دوره گروه آسیب‌دیده در مقایسه با گروه سالم ایجاد نکرد. با توجه به این نتایج، به نظر می‌رسد دويدن با بريس نیمه‌سخت توانسته است وضعیتی نزدیک به دويدن گروه سالم فراهم کند.

واژگان کلیدی: آسپرين مچ پا، حمايت‌کننده خارجي، حداکثر نمای لياپانوف، ناپايداري مزمن مچ پا.

1. Email: zahrabassiri@gmail.com
2. Email: anbarian@basu.ac.ir
3. Email: a.sharifnezhad@ssrc.ac.ir
4. Email: bmf.guilan@gmail.com

مقدمه

ناپایداری و آسیب‌های مکرر، یکی از پیامدهای اصلی آسیب اسپرین مچ پا در بیش از ۷۰ درصد افرادی است که به این آسیب دچار شده‌اند (۱، ۲). وقوع مکرر آسیب اسپرین مچ پا اختلالات مکانیکی یا عملکردی جدی در پی خواهد داشت که از آن با عنوان ناپایداری مچ پا^۱ (CAI) یاد می‌شود (۳، ۴). ناپایداری^۲ و به دنبال آن از دست رفتن پایداری مکانیکی که به صورت تغییر سفتی مفصل و مکان استخوان نازک‌نی ظاهر می‌شود و همچنین تغییر آرتروکینماتیک^۳ و عملکرد مفصل مانند محدودیت لغزش قدامی استخوان تالوس به دلیل قرارگیری نامناسب این استخوان در جهت قدامی از پیامدهای اصلی CAI در نظر گرفته می‌شود (۵-۱۰). بنابراین، تلاش برای بهبود سلامت مفصل مچ و افزایش عملکرد افراد مبتلا به CAI اهمیت ویژه‌ای دارد.

استفاده از بریس‌های مچ پا^۴ یکی از روش‌های رایج در کاهش آسیب یا پیشگیری از آسیب مجدد مچ پا در میان ورزشکاران است (۱۱-۱۴). تلقی این است که اثربخشی حمایت‌کننده‌های خارجی مفصل مچ پا مانند بریس مچ پا ممکن است نتیجه‌ی ترکیبی چند سازوکار مختلف باشد. نظریه‌ای که در این خصوص بیشتر مورد توجه قرار گرفته این است که اثربخشی این روش به دلیل فراهم کردن حمایت مکانیکی است. این حمایت از طریق پیشگیری از دامنه حرکتی بیش از حد یا حرکات غیرطبیعی مفصل ایجاد می‌شود. نظریه‌های دیگر بر سازوکارهای عصبی-عضلانی تمرکز دارند و معتقدند استفاده از حمایت‌کننده‌های خارجی مفصل مچ پا نظیر بریس، با فعال‌سازی گیرنده‌های مکانیکی جلدی اطراف مفصل مچ پا سبب افزایش ورودی حس عمقی^۵ می‌شوند و این افزایش به نوبه‌ی خود بر فعالیت عضله پروئیتال و پایداری پوسچری تأثیر می‌گذارد (۱۵). با این حال، بیشتر مطالعات انجام‌شده در خصوص اثر بریس و تیپینگ بر تعادل و پایداری در افراد CAI بر جابه‌جایی مرکز ثقل و مرکز فشار تمرکز دارند و گاه نتایجی متناقض در این آن‌ها گزارش شده است. به نظر می‌رسد این تناقضات به دلیل استفاده از متغیرهای بیومکانیک خطی و آزمون‌های پایه‌ای همچون آزمون گردش ستاره^۶ برای ارزیابی پایداری است. این گونه روش‌های ارزیابی پایداری نمی‌توانند بسیاری از جنبه‌های حرکت غیرخطی انسان را در برگیرند و در بیشتر موارد اطلاعاتی ناقص در مورد ویژگی‌های سیستم حرکتی فراهم می‌کنند (۱۶-۱۸، ۸). از طرفی، اثربخشی بریس‌ها در بهبود اجرا و پایداری در آزمون‌های پویا و

-
1. Chronic Ankle Instability
 2. Instability
 3. Ankle Braces
 4. External Prophylactic Ankle Support
 5. Proprioceptive
 6. Star Excursion Balance Test

کاربردی هنوز به طور کامل شناخته نشده و نیازمند مطالعات دقیق تر است (۸). بنابراین، به نظر می‌رسد بررسی متغیرهای بیومکانیکی دیگر، به جز متغیرهای خطی، می‌تواند درک بهتری از سازوکارهای اثر حمایت‌کننده‌های خارجی مفصل مچ پا در افراد CAI فراهم کند و دیدگاه‌های بهتری را در خصوص انتخاب حمایت‌کننده مناسب برای درمان، توان‌بخشی و پیشگیری از این آسیب پیش روی مربیان، ورزشکاران و درمانگران قرار دهد.

متغیرهای بیومکانیکی زیادی برای تعریف پایداری حرکت پیشنهاد شده‌اند که تقریباً همه آن‌ها به تعیین کمی برخی اندازه‌های تغییرپذیری در الگوی حرکتی انسان یا متغیرهای انرژی‌میک مرتبط با پایداری مفصل متکی‌اند (۱۹-۲۲). با این حال، این روش‌ها مفهوم ثبات را به مقاومت سیستم عصبی-عضلانی در برابر اغتشاشات مرتبط نمی‌کند و پیشنهاد می‌دهد که تعریف دقیق‌تری از پایداری حرکتی پویا لازم است. مدل‌های تحلیلی الگوهای حرکتی مبتنی بر سیستم‌های جفتی غیرخطی نوسانگرها و شبیه‌سازی دستگاه‌های پیاده‌روی پویا-منفعل که رفتارهای بی‌نظم را اجرا می‌کنند، نشان می‌دهد تکنیک‌های تحلیل غیرخطی ممکن است بینشی در خصوص فرآیندهای عصبی-عضلانی کنترل‌کننده حرکت ایجاد کنند (۲۰، ۱۹). تئوری مدرن سیستم‌های دینامیکی در پایان قرن نوزدهم با سؤال اساسی در مورد ثبات و تکامل منظومه شمسی مطرح شد. سیستم‌های دینامیکی مطالعه رفتار بلنددوره سیستم‌های در حال تکامل است (۲۳). سیستم دینامیکی، سیستمی است که در آن رفتارها با گذر زمان تکامل می‌یابند. روش‌های تحلیل فعلی از منظر سیستم‌های دینامیکی بر تکامل فضا-زمانی پویایی سیستم در یک دوره زمانی متمرکز است که می‌تواند حالت پایدار و همچنین تغییرات کیفی ناگهانی در رفتار را در برگیرد. بسیاری از این تکنیک‌های تحلیل از مطالعه روش‌های غیرخطی برخلاف رویکرد خطی سنتی نشئت می‌گیرند (۲۵، ۲۴). اخیراً، روش‌های تحلیل غیرخطی بر اساس رویکرد سیستم‌های دینامیکی رواج یافته است. این تکنیک‌های تجزیه و تحلیل، بینش جدیدی در مورد چگونگی حفظ الگوی ثبات، انتقال به حالت‌های جدید و تنظیم توسط فرایندهای همبستگی کوتاه و بلند (فراکتال) در مقیاس‌های فضایی و زمانی توسط سیستم فراهم می‌کند. این جنبه‌های مختلف پویایی سیستم به طور معمول با استفاده از مفاهیم مربوط به متغیر، ثبات، پیچیدگی و سازگاری بررسی می‌شوند (۲۴).

در سال‌های اخیر، تمایل برای ارزیابی کمی پایداری راه رفتن و دویدن با استفاده از روش‌های مبتنی بر تحلیل سری‌های زمانی غیرخطی مانند پایداری دینامیک موضعی افزایش یافته است (۲۶). در این زمینه، محققان از روش‌های غیرخطی برای تعیین محتوای «موضعی» پایداری استفاده کرده‌اند. پایداری دینامیک موضعی را می‌توان حساسیت سیستم به اغتشاشات کوچک درونی تعریف کرد (۲۴، ۱۹)؛ به این معنا که سیستم حرکتی انسان چقدر به نوسانات طبیعی پاسخ می‌دهد که در طول

راه رفتن رخ می‌دهد؟ این نوسانات ممکن است به دلیل نویزهای عصبی یا سایر اغتشاشات داخلی باشد و برای حفظ ثبات سراسری باید کاهش یابد. این اندازه‌ها در واقع توانایی غلبه بر اغتشاشات کوچک‌تر (که برای آن‌ها تغییر در رفتار لازم نیست) در یک الگوی پایدار و بدون هیچ اغتشاش خارجی (به غیر از آنچه در محیط آزمایش و درون خود سیستم وجود دارند) تعریف می‌شوند. برخی از اندازه‌های استفاده‌شده در این روش که از نظریه سیستم‌های دینامیکی مشتق می‌شوند عبارت‌اند از: حداکثر نمای لیاپانوف، حداکثر ضریب فلوکوئت، اندازه‌های تغییرپذیری و همبستگی‌های دوربرد (۲۷).

یکی از رویکردهای مورد استفاده در تعیین پایداری دینامیک موضعی حداکثر نمای لیاپانوف است (۱۹،۲۰،۲۴). این اندازه، داده‌های کینماتیک یا کینتیک حاصل از سری‌های زمانی را به فضای حالت تبدیل و میزان همگرایی-واگرایی مسیرهای مجاور را تعیین می‌کند (در اینجا مسیر به مسیرهای فضایی سیگنال مورد نظر در فضای حالت اطلاق می‌شود). تعیین درست و دقیق نمای لیاپانوف نیازمند پایگاه داده‌ای در زمان نامحدود با ماهیت قطعی (غیرتصادفی) است؛ بنابراین، ارزیابی مناسب داده‌های آزمایشی سری‌های زمانی مستلزم ارزیابی نمای لیاپانوف در زمانی محدود است (۱۹،۲۰،۲۳،۲۴،۲۷).

این تحلیل میزان متوسط (شیب خطی) واگرایی را در مقیاس لگاریتمی در پنجره زمانی محدود تعیین می‌کند (۲۸). روش محدود به زمان حداکثر نمای لیاپانوف برای تحلیل راه رفتن و دویدن انسان ممکن است از سایر روش‌ها مناسب‌تر باشد؛ زیرا این روش یک حرکت دقیق دوره‌ای را مدنظر قرار نمی‌دهد. مزیت دیگر این روش تحلیلی این است که برخلاف روش‌ها و اندازه‌های سنتی تغییرپذیری راه رفتن و دویدن که هر سیکل راه رفتن یا دویدن را مستقل از دیگری فرض میکرد (یعنی تغییر در چرخه‌ها نسبت به میانگین ارزیابی می‌شود)، نمای لیاپانوف تکامل پایداری حرکتی موضعی را طی چندین گام متوالی بررسی می‌کند. مهم‌تر آنکه حداکثر نمای لیاپانوف را نمی‌توان با تغییرپذیری کلی در سیستم یکسان دانست؛ زیرا تغییرپذیری همه دگرگونی‌های درون سیستم (همگرایی-واگرایی) را نشان می‌دهد، حال آنکه حداکثر نمای لیاپانوف تنها واگرایی سیستم را ارزیابی می‌کند (۲۰). به علاوه، این متغیر از الگوی راه رفتن در حالت پایدار و بدون اغتشاش خارجی محاسبه می‌شود و توانایی فرد را در بازیابی پایداری پس از اغتشاشات کوچک بررسی می‌کند. اختلالات سیستم عصبی-عضلانی یکی از منابع این اغتشاشات کوچک محسوب می‌شود و نیز یکی از علل ناپایداری در راه رفتن و دویدن است (۲۷) که در افراد CAI نیز گزارش شده است. بنابراین، بررسی این متغیرها می‌تواند نقش حمایت‌کننده‌های خارجی مچ پا را در تأمین پایداری راه رفتن و دویدن از طریق کنترل اغتشاشات کوچک بررسی کند. بر این اساس، هدف این مطالعه تعیین اثر سه نوع بریس مچ پا بر پایداری دینامیک موضعی حین دویدن در افراد مبتلا به ناپایداری مچ پا با استفاده از حداکثر نمای لیاپانوف است.

روش پژوهش

۱۲ آزمودنی مرد مبتلا به آسیب ناپایداری مچ پا پس از بررسی شرایط لازم برای ورود به آزمون و معاینه توسط متخصص ارتوپدی و ۱۲ آزمودنی سالم فعال (که به طور منظم سه جلسه در هفته و در هر جلسه به مدت ۳۰-۴۵ دقیقه با شدت متوسط تا شدید فعالیت سازمان یافته انجام می دادند) به صورت نمونه گیری در دسترس انتخاب و به ترتیب در گروه های آسیب دیده و سالم جای گرفتند. حجم نمونه با استفاده از نرم افزار G*power (نسخه ۳,۱,۲) برای آزمون آماری مربوط با توان آماری ۰/۸، اندازه اثر ۰/۸ و سطح آلفای ۰/۰۵ حجم نمونه محاسبه شد.

بعد از ارائه اطلاعات مربوط به اهداف و روش کار، از آزمودنی ها رضایت نامه کتبی برای شرکت در پژوهش دریافت شد. شرایط ورود به این آزمون برای گروه سالم شامل نداشتن هرگونه ناهنجاری، سابقه جراحی، آسیب دیدگی، شکستگی، سوختگی، مشکلات عصبی-عضلانی و آسیب های حاصل از ضربه در اندام تحتانی، استفاده نکردن از اندام مصنوعی در مفصل ران، زانو مچ پا و نداشتن دیابت بود (۲۹، ۳۰) که از طریق تکمیل پرسشنامه شناسایی ناپایداری عملکردی مچ پا^۱ (IdFAI) و پرسشنامه بین المللی فعالیت جسمانی^۲ (IPAQ) توسط آزمودنی ها مشخص شد (۳۱، ۳۲). پرسشنامه IdFAI در مقیاس ۰-۵ برای هر سؤال و هر کدام از پاهای چپ و راست آزمودنی ها ثبت شد. نمای بالاتر به نشانه افزایش سطح ناپایداری در نظر گرفته شد. بر این اساس، داوطلبان شرکت در آزمون به چهار دسته تقسیم بندی شدند: گروه بدون آسیب (سابقه ای از اسپرین مچ پا وجود ندارد)، گروه بدون علامت (سابقه اسپرین و $IdFAI \leq 10$)، گروه بالقوه ناپایدار (سابقه اسپرین مچ پا در یک سال اخیر و $IdFAI \geq 11$) و گروه ناپایدار (سابقه اسپرین بیش از یک سال و $IdFAI \geq 11$). سپس، گروه های بدون علامت و بالقوه ناپایدار از آزمون حذف شدند. در نهایت، افراد دسته ناپایدار در گروه آسیب دیده و افراد بدون آسیب در گروه سالم در آزمون شرکت کردند. هدف از شرکت گروه سالم، مقایسه گروه آسیب دیده با افراد بدون سابقه آسیب به منظور ارزیابی میزان پایداری فراهم شده در هر یک از شرایط بریس بود. هدف از این مقایسه، در واقع پاسخ به این سؤال بود که از منظر پایداری، کدام یک از شرایط بریس شرایطی مشابه گروه سالم برای آزمودنی های مبتلا به CAI فراهم می کند؟

داده های کینماتیکی با قرار دادن نشانگر بر نقاط استخوانی آزمودنی ها و با استفاده از دستگاه ثبت ویدیویی حرکت شامل ۱۰ دوربین با آرایش چتری (شکل شماره ۱) و با سرعت تصویربرداری ۲۰۰ فریم در ثانیه (Motion Analysis Corporation, CA, USA) و نرم افزار Cortex در حال دویدن روی

1. Identification of Functional Ankle Instability
2. International Physical Activity Questionnaire

تردمیل با سرعت خودانتخابی (۳۶-۳۳) جمع‌آوری شد. ۱۷ مارکر ۲۵ میلی‌متری غیرفعال، ساخت کشور آلمان، که نور LED ساطع‌شده از دوربین را منعکس می‌کردند، توسط آزمونگر روی مهره پنجم کمر، خار خاصه قدامی فوقانی لگن راست، خار خاصه قدامی فوقانی لگن چپ، تروکانتر بزرگ استخوان ران راست، تروکانتر بزرگ استخوان ران چپ، کندیل داخلی استخوان درشت‌نی راست، کندیل خارجی استخوان درشت‌نی راست، کندیل داخلی استخوان درشت‌نی چپ، کندیل خارجی استخوان درشت‌نی چپ، قوزک داخلی پا راست، قوزک خارجی پا راست، قوزک داخلی پا چپ، قوزک خارجی پا چپ، پاشنه راست، پاشنه چپ، بند سوم انگشت دوم پای راست و بند سوم انگشت دوم پای راست آزمودنی‌ها قرار داده شد. داده‌های کینماتیکی به صورت سه‌بعدی جمع‌آوری و سپس با فیلتر پایین‌گذر و فرکانس برشی ۱۵ HZ فیلتر شدند (۳۷). آن‌گاه، از داده‌های فیلترشده برای محاسبه متغیرهای وابسته استفاده شد.



شکل ۱- آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی و آرایش دوربین‌ها.

آزمون اصلی پژوهش، شامل دویدن روی تردمیل (تردمیل آنالیزگیت با دو تخته‌نیروی موازی تعبیه‌شده داخلی، ساخت شرکت SCHEIN آلمان) در آزمایشگاه تخصصی بیومکانیک ورزشی پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی بود. پس از پنج دقیقه گرم کردن به منظور جلوگیری از آثار تجربه، قبل از اجرای آزمون اصلی از آزمودنی‌ها خواسته شد به مدت ۱۰ دقیقه در محوطه آزمایشگاه دویدن در وضعیت موردنظر در پروتکل را تمرین کنند. همچنین، به آزمودنی‌ها فرصت داده شد تا دویدن روی تردمیل را تجربه و سرعت دلخواه خود را تعیین کنند (۳۶). سپس، گروه آسیب‌دیده در چهار وضعیت پوشش پا شامل: تنها با کفش بدون بریس، کفش همراه با بریس نرم، کفش همراه با بریس نیمه‌سخت و کفش همراه با بریس سخت به اجرای آزمون اصلی پرداختند. فاصله استراحتی بین اجرای آزمون برای هر یک از وضعیت‌های بریس مچ پا پنج دقیقه بود. از طرفی برای کاهش تأثیر

خستگی آزمودنی‌ها در اجرای آزمون، ترتیب استفاده از کفش برای هر آزمودنی به‌طور تصادفی به- وسیله آزمونگر انتخاب شد. گروه سالم تنها در وضعیت با کفش و بدون بریس آزمون دوییدن روی تردمیل را انجام دادند. انتخاب بریس‌ها با توجه به رایج بودن آن‌ها میان ورزشکاران و با مشورت پزشکان متخصص انجام شد (شکل شماره ۲)



شکل ۲- بریس نرم (تصویر سمت راست)، بریس نیمه‌سخت (تصویر وسط)، بریس سخت (تصویر سمت چپ).

آزمودنی‌ها با سرعت دلخواه و رعایت الگوی گام‌برداری پاشنه-پنجه حدود شش دقیقه می‌دویدند و آزمونگر تعداد برخورد پاشنه هر آزمودنی را با تردمیل شمرد. آزمودنی پس از اجرای ۷۰ گام دوییدن روی تردمیل، متوقف می‌شد. شرایط کوشش موفق، اجرای الگوی پاشنه-پنجه بود که با مشاهده نمودار نیروی عمودی عکس‌العمل زمین تأیید می‌شد. لحظه تماس پاشنه با زمین از طریق کوچک‌ترین اندازه مختصات عمودی مارکر پاشنه جمع‌آوری می‌شد. توالی گام‌ها بر اساس فاصله بین تماس‌های پاشنه با تردمیل تعریف شده بود و به‌صورت سری‌های زمانی برای تحلیل λ (مقدار لاندا)، استفاده شد (۲۳، ۳۸).

برای محاسبه λ سری‌های زمانی به‌دست‌آمده از داده‌های پژوهش بر اساس زمان به سری‌های زمانی هر گام به ۱۰۰ نقطه داده (۷۰۰۰ نقطه داده برای ۷۰ گام) نرمال‌سازی شد (۳۹). سپس، از این سری‌های زمانی برای بازسازی فضای حالت در راستای محاسبه λ استفاده شد. بر اساس ادبیات تحقیق (۱۹) و الگوریتم روزنتین (۲۸)، λ به‌عنوان شیب منحنی لگاریتمی واگرایی محاسبه شد. S (کوتاه‌دوره) و L (بلنددوره) به‌عنوان شیب‌های منحنی‌های لگاریتمی (واگرایی) و به‌ترتیب برای ۰/۵ و ۴-۱۰ گام محاسبه شدند. برای بازسازی فضای حالت از داده‌های کینماتیکی بر اساس تکنیک‌های استاندارد تعبیه‌شده استفاده شد (۴۰، ۴۱). برای هر سری زمانی فضای حالت متناسب از سری‌های زمانی اصلی و کپی‌های تأخیرهای زمانی آن بازسازی شد:

$$X(t) = [x(t), x(t + T), \dots, x(t + (d_E - 1)T)]$$

در این فرمول $X(t)$ بردار حالتی با ابعاد d_E است، $x(t)$ شامل داده‌های یک‌بعدی اصلی است، T نشان‌دهنده تأخیر زمانی و d_E ابعاد تعبیه‌شده است. حداکثر نمای لیاپانوف میزان میانگین امتیازی واگرایی مسیرهای مجاور را در فضای حالت را تعیین می‌کند و بنابراین، اندازه مستقیمی از حساسیت سیستم به اغتشاشات نامتناهی را ارائه می‌کند (۲۸). این امتیاز فرمولی به صورت زیر محاسبه شد:

$$d(t) = d_0 e^{\lambda_1 t}$$

در این فرمول $d(t)$ میانگین واگرایی میان مسیرهای مجاور در فضای حالت در زمان t و d_0 تفکیک اولیه بین نقاط مجاور است. امتیازهای محدود زمانی λ با λ_1 متفاوت است که فقط در حد دوگانه و در حالی که $t \rightarrow \infty$ و $d_0 \rightarrow 0$ میل می‌کند، تعریف می‌شود.

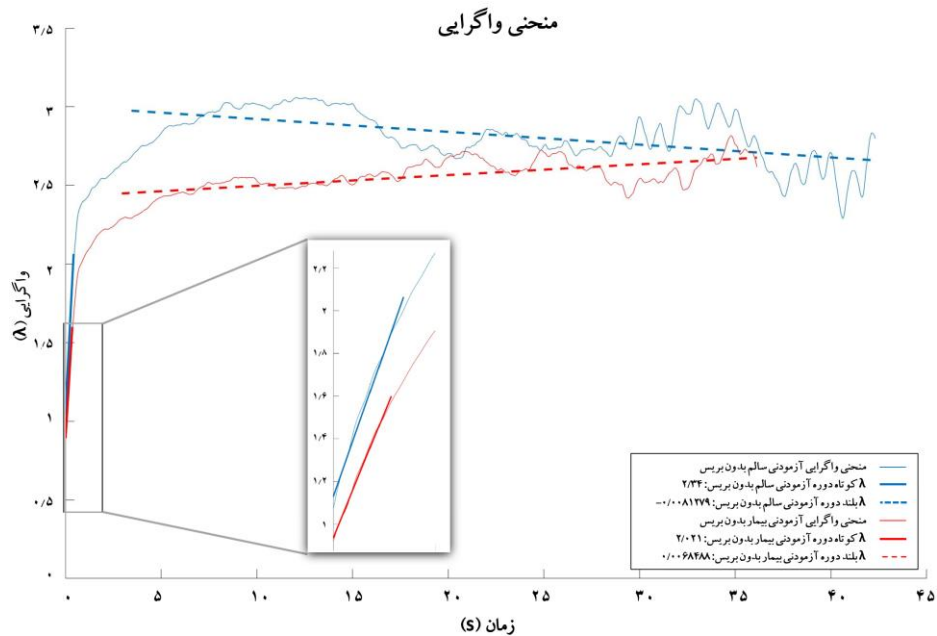
در نهایت، λ به صورت دو متغیر λ_L و λ_S (پاسخ‌های کوتاه‌دوره λ_S و بلنددوره λ_L) محاسبه شد که چگونگی پاسخ مداوم سیستم به اغتشاشات خیلی کوچک را اندازه‌گیری می‌کنند. در واقع λ_S و λ_L نرخ واگرایی مسیرهای مجاور را در فضای حالت نشان می‌دهند. مقادیر $\lambda < 0$ نشان‌دهنده سیستمی پایدار است که مسیرهای مجاور آن تمایل دارند پس از مدتی به یکدیگر نزدیک‌تر شوند و مقادیر $\lambda > 0$ نشان‌دهنده سیستمی ناپایدار است که مسیرهای مجاور آن تمایل دارند از یکدیگر دورتر شوند. در واقع مقادیر بزرگ‌تر λ سیستم با پایداری کمتر را نشان می‌دهد (۳۳).

پس از بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک، به منظور بررسی تفاوت‌های λ بین وضعیت‌های مختلف بريس مچ پا از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌های مکرر استفاده شد. همچنین برای تحلیل تعقیبی، آزمون LSD استفاده شد. معناداری داده‌ها در سطح $P < 0.05$ بررسی شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم‌افزارهای SPSS نسخه ۲۰ و R نسخه ۱،۳ انجام شد.

نتایج

شکل شماره ۳ منحنی‌های واگرایی لگاریتمی یک آزمودنی از گروه آسیب‌دیده و یک نفر از گروه سالم را در حالت دویدن تنها با کفش بدون بريس نشان می‌دهد. هدف از بررسی و مقایسه این دو گروه در وضعیت دویدن بدون بريس دستیابی به اطلاعات پایه در خصوص تفاوت‌های پایداری دویدن افراد مبتلا به CAI در مقایسه با گروه سالم بود. تمایل λ به نزدیک شدن به صفر و اعداد منفی نشان‌دهنده افزایش پایداری و تمایل λ به دور شدن از صفر و اعداد مثبت نشان‌دهنده کاهش پایداری است. بررسی منحنی‌های لگاریتمی این دو آزمودنی تفاوت‌های بارز λ را در دویدن بدون بريس نشان می‌دهد. به‌طور کلی مقادیر لحظه‌ای واگرایی در طول سری زمانی در گروه آسیب‌دیده کمتر از گروه سالم است. بر همین اساس، در ابتدای حرکت دویدن نیز سطوح λ لحظه‌ای آزمودنی آسیب‌دیده کمتر از آزمودنی

سالم است. با این حال، بررسی حداکثر نمای لیاپانوف کوتاه‌دوره (λ_L) در دو آزمودنی (بخش بزرگ-نمایی‌شده منحنی) نشان می‌دهد شیب خط راست معرف λ_L آزمودنی آسیب‌دیده (خط ممتد قرمز رنگ که در قسمت پایین است) تفاوت چندانی با شیب خط راست معرف λ_L آزمودنی سالم ندارد. بررسی تفاوت‌های میان شیب این خطوط نشان می‌دهد شیب خط معرف λ_L (خط نقطه‌چین آبی رنگ که در قسمت بالاتر است) برای آزمودنی سالم به میزان اندکی به سمت منفی متمایل است و λ_L برای آزمودنی سالم مقادیر کوچک‌تر از صفر را نشان می‌دهد. در حالی که شیب خط معرف λ_L برای آزمودنی آسیب‌دیده به سمت مثبت متمایل است و مقادیر بزرگ‌تر از صفر را نشان می‌دهد.

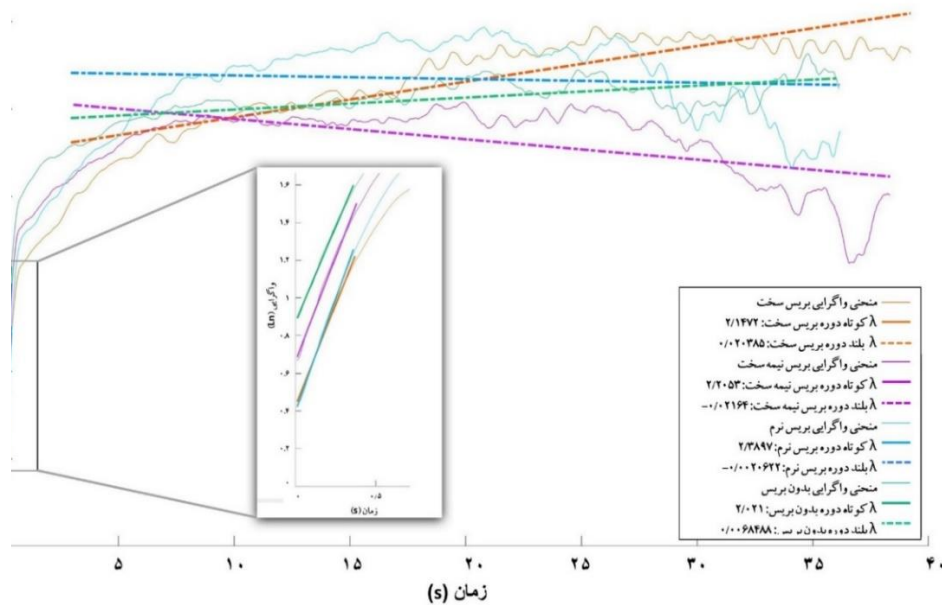


شکل ۳ - منحنی‌های لگاریتمی واگرایی یک آزمودنی مبتلا به CAI و یک نفر از گروه سالم در وضعیت دویدن بدون بريس. خطوط راست نقطه‌چین نشان‌دهنده λ_L و خطوط راست ممتد (بزرگ‌نمایی شده) λ_L را نشان می‌دهند. مقادیر محاسبه‌شده برای λ_L و λ_L در هر یک از وضعیت‌های دویدن در راهنمای شکل آورده شده است.

تفاوت‌های بارز λ میان دویدن بدون بريس و با بريس‌های نرم، نیمه‌سخت و سخت در گروه آسیب‌دیده، به‌خوبی در منحنی‌های واگرایی لگاریتمی (شکل شماره ۴) قابل مشاهده است. شیب خطوط راست نقطه‌چین نشان‌دهنده λ_L در چهار وضعیت دویدن و شیب خطوط ممتد نشان‌دهنده λ_L در چهار وضعیت دویدن است. به‌طورکلی، دویدن با بريس تفاوت چندانی در λ_L در مقایسه با دویدن بدون

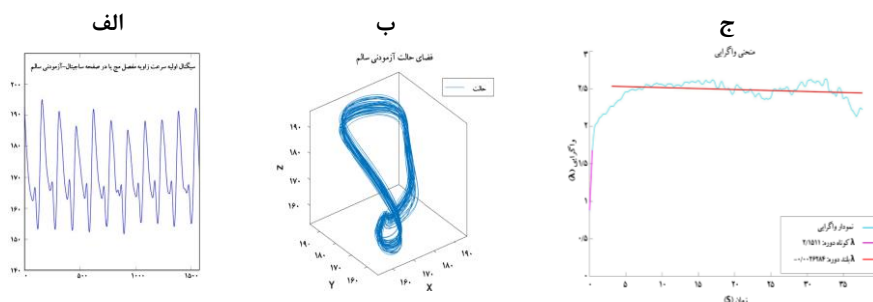
بریس ایجاد نکرده است. با این حال، بررسی شیب خطوط معرف λ_L اطلاعات متفاوتی به دست می‌دهد. دویدن بدون بریس (خط سبز رنگ) پایداری نسبی را نشان می‌دهد. بررسی شیب خط معرف دویدن با بریس نرم (خط آبی رنگ) نشان می‌دهد استفاده از بریس نرم سبب تمایل λ_L به سوی مقادیر کمتر از صفر شده است. اگرچه تفاوت ایجاد شده چندان قابل توجه نیست، می‌تواند نشان‌دهنده وجود پایداری بیشتر در وضعیت دویدن با بریس در مقایسه با دویدن بدون بریس در این فرد مبتلا به CAI باشد. خط معرف دویدن با بریس نیمه‌سخت (خط بنفش رنگ) در مقایسه با دویدن بدون بریس شیب منفی نسبتاً تندی دارد که تغییر بسیار چشمگیری در امتیاز پایداری را نشان می‌دهد. با بررسی شیب این خط می‌توان دریافت λ_L در دویدن با بریس نیمه‌سخت به‌طور قابل توجهی در جهت منفی افزایش یافته است که می‌تواند نشان‌دهنده وجود پایداری بسیار بیشتر در دویدن با بریس نیمه‌سخت، در مقایسه با دویدن بدون بریس یا بریس نرم، در این فرد مبتلا به CAI باشد. در نهایت، مشاهده خط معرف دویدن با بریس سخت (خط نارنجی رنگ) نشان می‌دهد این خط شیب مثبت دارد و مقادیر λ_L در پی دویدن با بریس سخت در جهت مثبت افزایش یافته است. این نتیجه بیانگر آن است که باوجود آثار مثبت بریس‌های نرم و نیمه‌سخت در پایداری دویدن فرد مبتلا به CAI، دویدن با بریس سخت سبب کاهش پایداری این فرد شده است.

منحنی واگرایی



شکل ۴- منحنی‌های لگاریتمی واگرایی یک آزمودنی مبتلا به CAI در وضعیت دویدن بدون بریس، بریس نرم، بریس نیمه سخت و بریس سخت. خطوط راست نقطه چین نشان دهنده λ_L و خطوط راست ممتد (بزرگ‌نمایی شده) λ_T را نشان می‌دهند. مقادیر محاسبه شده برای λ_L و λ_T در هر یک از وضعیت‌های دویدن در راهنمای شکل آورده شده است.

شکل شماره ۵ ارزیابی پایداری دینامیک موضعی را با استفاده از نمای لیاپانوف زمان محدود نشان می‌دهد. همان‌گونه که مشاهده می‌شود (الف) یک سیگنال سری زمانی با اضافه کردن یک تأخیر زمانی (T) به سیگنال اصلی به یک فضای حالت N بعدی (ب) (که در اینجا به صورت سه بعدی نشان داده شده) تبدیل شده است. فضای حالت نشان می‌دهد با تکامل یافتن رفتار، مسیرهای مجاور شروع به دور شدن می‌کنند. این واگرایی نتیجه نوسانات داخلی یا اغتشاش است. در مقیاس لگاریتمی (ج)، نرخ واگرایی کوتاه مدت (λ_{ST}) و واگرایی طولانی مدت (λ_{LT}) با شیب یک خط راست، می‌تواند نمایانگر بهترین تناسب اندازه‌گیری باشد. نرخ‌های بزرگ‌تر واگرایی به وسیله خطوطی با شیب تندتر نمایان می‌شوند که نشان دهنده ناپایداری موضعی بیشتر است.



شکل ۵ - ارزیابی پایداری دینامیک موضعی با استفاده از نمای لیاپانوف زمان محدود.

جدول شماره ۱ میانگین λ_S و λ_L و انحراف استاندارد گروه آسیب‌دیده را حین دویدن در وضعیت بدون بریس، با بریس نرم، نیمه‌سخت و سخت و دویدن گروه سالم را در وضعیت بدون بریس نشان می‌دهد. یافته‌های این پژوهش نشان داد میان گروه آسیب‌دیده در وضعیت دویدن بدون بریس، با بریس نرم و با بریس سخت و گروه سالم تفاوت‌های معناداری در λ_S وجود دارد. به‌طوریکه حداکثر نمای لیاپانوف کوتاه‌دوره λ_S گروه آسیب‌دیده حین دویدن بدون بریس در جهت مثبت به میزان $0/18692$ بزرگ‌تر از گروه سالم بود. همچنین، گروه آسیب‌دیده در وضعیت استفاده از بریس نرم و سخت، در مقایسه با گروه سالم، امتیازی حدود یک واحد بزرگ‌تر در جهت مثبت نشان داد. اما با وجود اینکه گروه آسیب‌دیده در وضعیت پوشیدن بریس نیمه سخت امتیازی بیشتر ($0/2228$) از گروه سالم به‌دست آورد، این اختلاف از نظر آماری معنادار نبود. بررسی یافته‌های مرتبط با λ_L نیز نشان داد در گروه آسیب‌دیده، λ_L در دویدن در هر چهار وضعیت به‌طور معناداری با گروه سالم متفاوت بود؛ بدین‌صورت که حداکثر نمای لیاپانوف بلنددوره λ_L گروه آسیب‌دیده در وضعیت دویدن بدون بریس در جهت مثبت به میزان $0/0127$ بزرگ‌تر از گروه سالم بود. همچنین λ_L گروه آسیب‌دیده با بریس نرم در جهت مثبت به میزان $0/0309$ بزرگ‌تر از گروه سالم بود. دویدن با بریس نیمه سخت سبب شد امتیاز پایداری یا λ_L بیماران مبتلا به CAI، گروه کنترل، به میزان $0/0116$ در جهت منفی افزایش یابد. با وجود اینکه بین دویدن گروه آسیب‌دیده با بریس نیمه‌سخت و گروه سالم تفاوت معناداری وجود دارد، این وضعیت، از نظر پایداری نزدیک‌ترین حالت را به گروه سالم برای بیماران مبتلا به CAI فراهم آورده است. دویدن بیماران مبتلا به CAI با بریس سخت نیز سبب شد λ_L در مقایسه با گروه سالم، به میزان $0/0211$ در جهت مثبت افزایش یابد.

جدول ۱- میانگین و انحراف استاندارد λ_S و λ_L در دویدن گروه آسیب‌دیده در وضعیت بدون بریس، با بریس نرم، نیمه‌سخت و سخت و دویدن گروه سالم در وضعیت بدون بریس.

λ	نوع بریس	گروه سالم	گروه آسیب‌دیده	t	اندازه تأثیر	P-value
λ_S	بدون بریس	$1/20.52 \pm 0/2763$	$2/0.745 \pm 0/1946$	-7/862	0/32	0/001*
	بریس نرم		$2/2.053 \pm 0/3954$	-7/150	0/69	0/001*
	بریس نیمه‌سخت		$1/4281 \pm 0/2897$	-1/927	0/144	0/067
	بریس سخت		$\pm 0/2247$ $2/0.883$	-8/587	0/770	0/001*
λ_L	بدون بریس	$-0/0.156 \pm 0/0.139$	$-0/0.29 \pm 0/0.133$	-2/270	0/58	0/033*
	بریس نرم		$\pm 0/0.265$ $0/0.153$	-3/576	0/448	0/002*
	بریس نیمه‌سخت		$\pm 0/0.126$ $-0/0.040$	2/128	0/171	0/045*
	بریس سخت		$\pm 0/0.126$ $-0/0.040$	2/128	0/171	0/045*

بررسی نتایج آزمون درون‌گروهی نشان داد λ_S در دویدن گروه آسیب‌دیده با بریس نیمه‌سخت به‌طور معناداری با سایر وضعیت‌های پوشیدن بریس متفاوت است. به‌طوری که بین دویدن بدون بریس و با بریس نیمه‌سخت ($P=0/001$)، بریس نرم و بریس نیمه‌سخت ($P=0/001$) و بریس نیمه‌سخت و بریس سخت ($P=0/001$) تفاوت معنادار وجود داشت (جدول شماره ۲). این در حالی بود که در λ_L وضعیت بدون بریس، با بریس نرم، بریس نیمه‌سخت و بریس سخت تفاوت معنادار وجود نداشت.

جدول ۲- مقادیر P-value برای تفاوت‌های λ_S دویدن در وضعیت‌های مختلف در گروه آسیب‌دیده.

λ	بدون بریس و بریس نرم	بدون بریس و بریس نیمه‌سخت	بدون بریس و بریس سخت	بدون بریس و بریس نیمه‌سخت	بدون بریس و بریس سخت	بدون بریس و بریس نیمه‌سخت
λ_S	0/999	0/001*	0/999	0/001*	0/001*	0/999

بحث و نتیجه‌گیری

هدف کلی این مطالعه، بررسی اثرات سه نوع بریس متفاوت مچ پا بر پایداری دینامیک موضعی حین دویدن در افراد مبتلا به ناپایداری مچ پا با استفاده از حداکثر نمای لیاپانوف بود. نتایج نشان داد حداکثر نمای لیاپانوف کوتاه‌دوره (λ) گروه آسیب‌دیده حین دویدن در هر چهار وضعیت در جهت مثبت بزرگ‌تر از گروه سالم بود. از آنجا که افزایش مقادیر لاندا به معنای کاهش پایداری سیستم تلقی می‌شود (۳۳)، می‌توان نتیجه‌گیری کرد که گروه آسیب‌دیده حین دویدن با و بدون پوشیدن بریس‌های استفاده‌شده در این مطالعه، در مقایسه با گروه سالم پایداری کمتری داشته‌اند. این امر بدان معناست که استفاده از بریس حین دویدن سبب بهبود پایداری گروه آسیب‌دیده نشده است. در این میان، دویدن با بریس نیمه‌سخت، در مقایسه با وضعیت‌های دیگر دویدن، کمترین اختلاف را در نمره پایداری برای گروه آسیب‌دیده در مقایسه با گروه سالم در پی داشت؛ بنابراین، به نظر می‌رسد دویدن با بریس نیمه‌سخت، در مقایسه با وضعیت‌های دیگر، بیشترین میزان پایداری را برای گروه آسیب‌دیده فراهم کرده است. به عبارت دیگر، دویدن با بریس نیمه‌سخت وضعیت پایداری نزدیک به افراد سالم را برای افراد مبتلا به CAI فراهم کرد. این در حالی است که بریس‌های نرم و سخت، نه تنها وضعیتی پایدارتر برای گروه مبتلا به CAI فراهم نکردند، بلکه سبب ناپایدارتر شدن هرچه بیشتر آزمودنی‌های آسیب‌دیده در مقایسه با گروه سالم شدند.

حداکثر نمای لیاپانوف کوتاه‌دوره یا همان λ به خوبی حداکثر اغتشاش قابل تحمل توسط سیستم دینامیکی را نشان می‌دهد (۳۳). این متغیر در بیشتر تحقیقات عامل نشان‌دهنده‌ی میزان خطر سقوط معرفی شده و در تحقیقات مدل‌سازی نیز از شاخص‌های احتمال سقوط در نظر گرفته شده است (۴۲-۴۴). تحقیقات مدل‌سازی ساده‌ی راه رفتن^۱ نشان می‌دهد λ در پی افزایش نويز حرکتی در سیستم دینامیکی افزایش می‌یابد (۴۳) که در واقع بیانگر کاهش پایداری و در نتیجه افزایش خطر سقوط است. تحقیقات دیگری نیز به بررسی میزان حساسیت این متغیر به افزایش حداکثر اغتشاش قابل کنترل در سیستم دینامیکی پرداخته و همبستگی بالایی میان λ و خطر سقوط گزارش کرده‌اند (۳۳). مطالعات روی آزمودنی‌های انسانی نیز نتایجی مشابه با تحقیقات مدل‌سازی نشان داده‌اند (۲۶-۴۷، ۴۵). در برخی از این تحقیقات که پایداری را هنگام راه رفتن روی سطوح ناهموار و نیز بر روی یخ بررسی کرده‌اند، گزارش داده‌اند λ به میزان قابل توجهی افزایش یافته و در نتیجه سبب کاهش پایداری حین راه رفتن شده است (۴۶، ۴۷). یافته‌های پژوهش حاضر نشان می‌دهد در مقایسه درون گروهی λ افراد مبتلا به CAI هنگام دویدن با بریس نیمه‌سخت کمترین میزان را دارد. بنابراین، بر اساس یافته‌های آماری و با توجه به یافته‌های تحقیقات گذشته می‌توان نتیجه‌گیری کرد که دویدن

1. Simple Walking Models

با بريس نیمه‌سخت، در مقایسه با سایر انواع بريس، وضعیت پايدارتری برای آزمودنی‌های مبتلا به CAI ایجاد می‌کند. این نتایج با یافته‌های حدادی و همکاران (۲۰۲۰) همسو بود (۴۸). بر اساس یافته‌های این پژوهش و نتایج تحقیقات پیشین، می‌توان این‌گونه بیان کرد که بريس‌های نیمه‌سخت احتمالاً با فراهم کردن نسبی حمایت مکانیکی و محدود کردن دامنه حرکتی و حذف محدودیت بیش‌ازحد در دامنه حرکتی مفصل مچ پا (که ممکن است دليل اثربخش نبودن بريس سخت باشد) سبب بهبود پايداری می‌شوند (۱۵).

یافته‌های این پژوهش همچنین نشان داد حداکثر نمای لیاپانوف بلنددوره (λ_L) گروه آسیب‌دیده در وضعیت‌های دویدن بدون بريس، بريس نرم و بريس سخت در جهت مثبت بزرگ‌تر از گروه سالم بود. این افزایش در مقدار لاندا نشان‌دهنده‌ی از کاهش پايداری است (۳۳). دویدن گروه آسیب‌دیده با بريس نیمه‌سخت، در مقایسه با گروه سالم، با افزایش در جهت منفی همراه بود؛ بنابراین می‌توان نتیجه‌گیری کرد که دویدن بدون بريس و با بريس نرم و سخت سبب کاهش پايداری آزمودنی‌های مبتلا به CAI (آسیب‌دیده) در مقایسه با گروه سالم شده است. در مورد دویدن با بريس نیمه‌سخت، علیرغم تفاوت موجود میان دو گروه، نتایج بیانگر این است که دویدن با بريس نیمه‌سخت، در مقایسه با سایر روش‌ها، نزدیک‌ترین حالت به پايداری گروه سالم را برای گروه آسیب‌دیده فراهم کرده است.

ناحیه‌ای که λ_L در آن محاسبه می‌شود، نشان‌دهنده‌ی زمانی است که نقاط مجاور تقریباً به حداکثر جدایی از یکدیگر رسیده‌اند و فاصله‌ی میان آن‌ها به‌دلیل مرزهای جاذب نمی‌تواند از این بزرگ‌تر شود. برخی محققان معتقدند λ_L ثبات ذاتی مدل را نشان می‌دهد (۴۴). با این حال بسیاری از تحقیقات مدل‌سازی نشان داده‌اند λ_L نسبت به مداخله‌گرهایی که سبب تغییر پايداری راه رفتن و دویدن می‌شوند، حساس نیست و در بیشتر موارد تغییری نشان نمی‌دهد. سو و دینگویل (۲۰۰۷) با استفاده از مدل‌های ساده پویا و غیرفعال راه رفتن، نشان دادند افزایش خطر سقوط با افزایش ناهمواری‌های شیب سطح راه رفتن سبب افزایش خطی λ_L می‌شود، اما هیچ تأثیری بر مقادیر λ_L ندارد (۴۳). روس و دینگویل (۲۰۱۱) نشان دادند λ_L عملکرد خوبی در پیش‌بینی خطر سقوط در مدل راه رفتن سه‌بعدی دارد، درحالی‌که λ_L هیچ تغییر قابل‌توجهی ندارد. در واقع، تحقیق آن‌ها بیان کرد که λ_L با احتمال سقوط مرتبط است، در حالی که رابطه‌ی میان λ_L و خطر سقوط هنوز ناشناخته باقی مانده است (۴۴). به عبارت دیگر، می‌توان بیان کرد که در هیچ‌یک از تحقیقات مشابه، پايداری ذاتی سیستم دينامیکی به دنبال تغییر مشخصات پايداری مدل‌ها، تغییر قابل‌توجهی نکرده است (۳۳، ۴۳، ۴۹). در واقع، تمامی مطالعاتی که از مدل‌های ساده استفاده کرده بودند به‌اتفاق پیشنهاد کرده‌اند که λ_L و نه λ_S ممکن است پیش‌بینی‌کننده‌ای مناسب برای خطر سقوط و ناپايداری باشند. به نظر می‌رسد نتایج تحقیقات آزمایشگاهی روی نمونه‌های انسانی نیز یافته‌های تحقیقات مبتنی بر مدل‌های ساده‌ی راه

رفتن را تأیید کرده‌اند؛ برای نمونه چانگ و دیوید (۲۰۱۰) گزارش کردند که راه رفتن روی سطوح ناپایداری سبب هیچ تغییری در λ_L نمی‌شود (۴۶). علاوه بر آن، چندین پژوهش دیگر نیز به شکل مشابه این نتایج را تأیید کرده‌اند (۵۰، ۴۸، ۵۲-۲۶). نتایج پژوهش حاضر نیز با تحقیقات گذشته همسوست و در مجموع، هیچ تفاوت معناداری در جهت بهبود پایداری در λ_L گروه آسیب‌دیده در وضعیت دویدن با بریس‌های مختلف نشان نداد.

به‌طور کلی، نتایج این پژوهش با استناد به محاسبه حداکثر نمای لیپانوف کوتاه‌دوره و بلنددوره، نشان داد دویدن با بریس نیمه‌سخت، کوچک‌ترین مقدار امتیاز پایداری را برای گروه آسیب‌دیده در پی داشته و در واقع، در مقایسه با بریس‌های نرم و سخت، برای گروه مبتلا به ناپایداری مزمن مچ پا وضعیتی پایدار نزدیک به افراد سالم فراهم آورد، در حالی که کمترین میزان پایداری در دویدن با بریس نرم مشاهده شد. در نتیجه می‌توان این‌گونه بیان کرد که بریس نیمه‌سخت احتمالاً از طریق افزایش نسبی پایداری در گروه آسیب‌دیده می‌تواند در کاهش خطر بروز آسیب مجدد مؤثر باشد. در مقابل، به نظر می‌رسد بریس نرم نه تنها نمی‌تواند وضعیت پایدار قابل توجهی برای گروه آسیب‌دیده ایجاد کند، بلکه وضعیتی ناپایدارتر نیز برای آن‌ها به وجود آورده است. بنابراین لازم است در تجویز بریس نرم برای افراد مبتلا به ناپایداری مچ پا با احتیاط عمل شود.

تشکر و قدردانی

این مقاله مستخرج از رساله دوره دکتری بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سیناست. بدین‌وسیله ضمن تشکر از کلیه شرکت‌کنندگان در این پژوهش، از مسئولان پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی برای فراهم کردن شرایط استفاده از آزمایشگاه تخصصی بیومکانیک ورزشی سپاسگزاری می‌کنیم.

منابع

1. Thompson C, Schabrun S, Romero R, Bialocerkowski A, van Dieen J, Marshall P. Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: A Systematic Review and Meta-Analysis of Systematic Reviews. *Sports Med.* 2018; 48(1):189-205.
2. Yeung M, Chan K-M, So C, Yuan W. An epidemiological survey on ankle sprain. *Br J Sports Med.* 1994; 28(2):112-6.
3. Czajka CM, Tran E, Cai AN, DiPrea JA. Ankle sprains and instability. *Med Clin North Am.* 2014;98(2):313-29.
4. Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):364-375.
5. Croy T, Saliba S, Saliba E, Anderson MW, Hertel J. Differences in lateral ankle laxity measured via stress ultrasonography in individuals with chronic ankle instability, ankle sprain copers, and healthy individuals. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(7):593-600.

6. Hubbard TJ, Hertel J. Mechanical contributions to chronic lateral ankle instability. *Sports Med.* 2006; 36(3):263-77.
7. Hiller CE, Nightingale EJ, Lin C-WC, Coughlan GF, Caulfield B, Delahunt E. Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2011; 45(8): 660-72.
8. Gribble PA, Taylor BL, Shinohara J. Bracing does not improve dynamic stability in chronic ankle instability subjects. *Phys Ther Sport.* 2010;11(1):3-7.
9. Wikstrom E, Tillman M, Chmielewski T, Cauraugh J, Naugle K, Borsa P. Dynamic postural control but not mechanical stability differs among those with and without chronic ankle instability. *Scand J Med Sci Sports.* 2010; 20(1):e 137-44.
10. Denegar CR, Hertel J, Fonseca J. The effect of lateral ankle sprain on dorsiflexion range of motion, posterior talar glide, and joint laxity. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2002;32(4):166-73.
11. Pedowitz DI, Reddy S, Parekh SG, Huffman GR, Sennett BJ. Prophylactic bracing decreases ankle injuries in collegiate female volleyball players. *Am J Sports Med.* 2008;36(2):324-7.
12. Mickel TJ, Bottoni CR, Tsuji G, Chang K, Baum L, Tokushige KAS. Prophylactic bracing versus taping for the prevention of ankle sprains in high school athletes: a prospective, randomized trial. *J Foot Ankle Surg.* 2006; 45(6):360-5.
13. Olmsted LC, Vela LI, Denegar CR, Hertel J. Prophylactic ankle taping and bracing: a numbers-needed-to-treat and cost-benefit analysis. *J Athl Train.* 2004;39(1):95-100.
14. Verhagen EA, van der Beek AJ, van Mechelen W. The effect of tape, braces and shoes on ankle range of motion. *Sports Med.* 2001;31(9):667-77.
15. Zwiers R, Vuurberg G, Blankevoort L, Kerkhoffs G. Taping and bracing in the prevention of ankle sprains: current concepts. *J ISAKOS.* 2016;1(6):304-10.
16. Halim-Kertanegara S, Raymond J, Hiller CE, Kilbreath SL, Refshauge KM. The effect of ankle taping on functional performance in participants with functional ankle instability. *Phys The Sport.* 2017; 23:162-167.
17. De Ridder R, Willems T, Vanrenterghem J, Roosen P. Effect of tape on dynamic postural stability in subjects with chronic ankle instability. *Int J Sports Med.* 2015; 36(4):321-6.
18. Bicici S, Karatas N, Baltaci G. Effect of athletic taping and kinesiotaping on measurements of functional performance in basketball players with chronic inversion ankle sprains. *Int J Sports Phys The.* 2012;7(2):154-66.
19. Dingwell JB, Cusumano JP. Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos.* 2000;10(4):848-63.
20. Dingwell JB, Cusumano JP, Sternad D, Cavanagh PR. Slower speeds in patients with diabetic neuropathy lead to improved local dynamic stability of continuous overground walking. *J Biomech.* 2000;33(10):1269-77.
21. Bassiri Z, Eslami M. The effect of nanoclay particles in sport shoe outsole on anklepower during stance phase of running. *J Appl Exer Physio.* 2016;12(23):43-52. (In Persian)
22. Bassiri Z, Eslami M, Ghaemy M, Hosseninejad SE, Rabiei M. The Effect of Shoe Outsole Containing Nanoclay Particles on Knee Joint Power during the Stance Phase of Running. *Ann Appl Sport Sci.* 2014; 2(3): 33-40.

23. Brin M, Stuck G. Introduction to Dynamical Systems: Cambridge University Press; 2015.
24. van Emmerik REA, Ducharme SW, Amado AC, Hamill J. Comparing dynamical systems concepts and techniques for biomechanical analysis. *J Sport Health Sci.* 2016;5(1):3-13.
25. Beek PJ, Peper C, Stegeman D. Dynamical models of movement coordination. *Hum mov sci.* 1995;14(4-5):573-608.
26. Sloot LH, Van Schooten KS, Bruijn SM, Kingma H, Pijnappels M, van Dieën JH. Sensitivity of local dynamic stability of over-ground walking to balance impairment due to galvanic vestibular stimulation. *Ann Biomed Eng.* 2011;39(5):1563-9.
27. Bruijn S, Meijer O, Beek P, Van Dieën J. Assessing the stability of human locomotion :a review of current measures. *Journal of the Royal Society Interface. J R Soc Interface.* 2013;10:1-23.
28. Rosenstein MT, Collins JJ, De Luca CJ. A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. *Physica D.* 1993; 65: 117-134.
29. Nigg BM, Emery C, Hiemstra LA. Unstable shoe construction and reduction of pain in osteoarthritis patients. *Med Sci Sports Exerc.* 2006;38(10):1701-8.
30. Chuckpaiwong B, Cook, C., Pietrobon, R., & Nunley, J. A. Second metatarsal stress fracture in sport: comparative risk factors between proximal and non-proximal locations. *Br J Sports Med.* 2007;41(8):510-4.
31. Simon J, Donahue M, Docherty C. Development of the identification of functional ankle instability (IdFAI). *Foot Ankle Int.* 2012;33(9):755-63.
32. Gurav RS, Ganu SS, Panhale VP. Reliability of the Identification of Functional Ankle Instability (IdFAI) scale across different age groups in adults. *N Am J Med Sci.* 2014;6(10):516-8.
33. Bruijn SM, Bregman DJJ, Meijer OG, Beek PJ, van Dieën JHJMe, physics. Maximum Lyapunov exponents as predictors of global gait stability: a modelling approach. *Med Eng Phys.* 2012;34(4):428-36.
34. Bruijn SM, Th Ten Kate WR, Faber GS, Meijer OG, Beek PJ, van Dieën JH. Estimating dynamic gait stability using data from non-aligned inertial sensors. *Ann Biomed Eng.* 2010;38(8):2588-93.
35. Bruijn SM, van Dieën JH, Meijer OG, Beek PJ. Statistical precision and sensitivity of measures of dynamic gait stability. *J Neurosci Methods.* 2009;178(2):327-33.
36. Bruijn SM, van Dieën JH, Meijer OG, Beek PJ. Is slow walking more stable? *J Biomech.* 2009;42(10):1506-12.
37. Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait Posture.* 1998;7:77-95.
38. Brown CN, Bowser B, Orellana A. Dynamic postural stability in females with chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42(12):2258-63.
39. England SA, Granata KP. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait Posture.* 2007;25(2):172-8.
40. Takens F. Detecting strange attractors in turbulence. *Dynamical systems and turbulence, Warwick.* 1980;898: 366-81.
41. Sauer T, Yorke JA, Casdagli M. Embedology. *J Stat Phys.* 1991;65(3-4):579-616.

42. Li-Shin Su G, Dingwell JB. Dynamic stability of passive dynamic walking on an irregular surface. *J Biomech Eng.* 2007; 129(6): 802-10.
43. Kurz MJ, Markopoulou K, Stergiou N. Attractor divergence as a metric for assessing walking balance. *Nonlinear Dynamics Psychol Life Sci.* 2010; 14(2): 151-64.
44. Roos PE, Dingwell JB. Influence of simulated neuromuscular noise on the dynamic stability and fall risk of a 3D dynamic walking model. *J Biomech.* 2011;44(8):1514-20.
45. Manor B, Wolenski P, Guevaro A, Li LJJ, Kinesiology. Differential effects of plantar desensitization on locomotion dynamics. *Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(5):e320-8.
46. Chang MD, Sejdić E, Wright V, Chau T. Measures of dynamic stability: Detecting differences between walking overground and on a compliant surface. *Hum Mov Sci.* 2010;29(6):977-86.
47. van Schooten KS, Sloot LH, Bruijn SM, Kingma H, Meijer OG, Pijnappels M, et al. Sensitivity of trunk variability and stability measures to balance impairments induced by galvanic vestibular stimulation during gait. *Gait Posture.* 2011;33(4):656-60.
48. Hadadi M, Haghighat F, Mohammadpour N, Sobhani S. Effects of Kinesiotape vs Soft and Semirigid Ankle Orthoses on Balance in Patients With Chronic Ankle Instability: A Randomized Controlled Trial. *Foot Ankle Int.* 2020; 41(7): 793-802.
49. Garcia M, Chatterjee A, Ruina A, Coleman M. The simplest walking model: stability, complexity, and scaling. *J Biomech Eng.* 1998;120(2):281-8.
50. McAndrew PM, Wilken JM, Dingwell JB. Dynamic stability of human walking in visually and mechanically destabilizing environments. *J Biomech.* 2011;44(4):644-9.
51. Hak L, Houdijk H, Steenbrink F, Mert A, van der Wurff P, Beek PJ, et al. Speeding up or slowing down?: Gait adaptations to preserve gait stability in response to balance perturbations. *Gait Posture.* 2012; 36(2): 260-4.
52. Bruijn SM, Meijer O, Beek P, van Dieen JH. Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. *J R Soc Interface.* 2013;10(83):20120999.

ارجاع دهی

بصیری زهرا، عنبریان مهرداد، شریف‌نژاد علی، میری‌پور فرد بهنام. تأثیر سه نوع بریس
مچ پا بر پایداری دینامیک موضعی حین دویدن در افراد مبتلا به ناپایداری مچ پا.
مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۷): ۳۶-۱۱۷.
شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.9868.1460

Bassiri Z, Anbarian M, Sharifnezhad A, Miripour Fard B. The Effect of
Three Different Ankle Braces on Local Dynamical Stability of Individuals
with Chronic Ankle Instability During Running. Sport Medicine Studies.
Spring & Summer 2020; 12 (27): 117-36. (Persian).
Doi: 10.22089/smj.2021.9868.1460

The Effect of Three Different Ankle Braces on Local Dynamical Stability of Individuals with Chronic Ankle Instability During Running

Z. Bassiri¹, M. Anbarian², A. Sharifnezhad³, B. Miripour Fard⁴

1. Ph.D. Student of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.
2. Professor, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University (Corresponding Author).
3. Assistant Professor, Department of Sport Biomechanics and Technology, Sport Science Research Institute, Tehran, Iran.
4. Assistant Professor, Faculty of Mechanical Engineering, University of Guilan, Rasht, Iran.

Received Date: 2020/12/20

Accepted Date: 2021/03/08

Abstract

The purpose of this study was to determine the effect of three different ankle braces using the Maximum Lyapunov exponent on local dynamical stability of individuals with chronic ankle instability during running. Twelve subjects with chronic ankle instability as an injured group and 12 healthy individuals participated in this study. The injured group performed 70 strides of treadmill running in the shoe and rigid, semi-rigid, and soft braces as well as no-brace conditions. The healthy group performed the test only in no-brace conditions. Kinematics data were used to calculate the short time (λ_S) and long time (λ_L) maximum Lyapunov exponent. The results showed that λ_S of running in the semi-rigid brace is significantly different from running in other braces in the chronic ankle instability group, but it was not different from the control group. It seems running in the semi-rigid brace in the chronic ankle instability group provides stability like a healthy control group.

Keywords: Ankle Sprain, External Prophylactic Ankle Support, Maximum Lyapunov exponent, Chronic Ankle Instability

-
1. Email: zahrabassiri@gmail.com
 2. Email: anbarian@basu.ac.ir
 3. Email: a.sharifnezhad@ssrc.ac.ir
 4. Email: bmf.guilan@gmail.com