

A New Multi-Attractor Model of Human Posture Stability to Follow Self-Organized Dynamics

Yousefi Azar Khanian, Mehdi ¹ / Hashemi Golpayegani, S. Mohammad Reza ^{2*} / Rostami, Mostafa ³

¹ - Ph.D. Student, Biomechanic Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

² - Professor, Bioelectric Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

³ - Associate Professor, Biomechanic Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2019.95334.1417

Received: 9 November 2018

Revised: 15 March 2019

Accepted: 17 April 2019

KEYWORDS

Postural Stability System
Multistability
Correlation Dimension
Basin of Attractor
Self-Organization

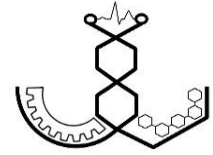
ABSTRACT

Recently, analysis of the human postural stability has gained increasing interest. This is mainly due to the necessity of understanding the self-organization mechanisms in this system activated in response to any motion pattern. The extraction of effective indicators from this system could help clinicians to diagnose patients' postural disorders and guide the rehabilitation processes. The center of pressure (CoP) signal, as a collective variable, contains information from the human equilibrium system. Through the CoP trajectory production, various control mechanisms are activated at different time intervals, which is equivalent with emerging different basin of attractors in the phase space. The dynamical coordination of this system patterns determines how system switches between these attractors. In this paper, first to quantify the local information of CoP, two indicators are defined; "local correlation dimension (LCD)" and "phase dynamic coordination (PDC)". Then, for a designed experiment, the local behavior pattern of CoP time series is calculated based on the suggested indicators. Next, by designing a model that can generate rich dynamics with multiple attractors, we attempt to follow data behavioral changes. The proposed model is map based. The model parameters are tuned by PCD to follow the pattern of sub-attractors changes with the system LCD. Tracking the behavioral patterns of the posture system is one of the prominent results of this research. The proposed model not only can follow the local behavior of system, but also follows the global dynamics. Accordingly, the similarity of the decreasing-increasing trend of the correlation dimension variations for the model output and data demonstrates the variations of system's degrees of freedom in the test trials. The proposed model is the first behavioral model for the posture system, which can be used to quantify the variation of information in other biological systems based on the proposed methods.

*Corresponding Author

Address	Bioelectric Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran		
Postal Code	1591634311	Tel	+98-21-64542370
E-Mail	mrhashemigolpayegani@aut.ac.ir	Fax	+98-21-66468186





معرفی یک مدل جدید چندجاذب برای سیستم پایداری وضعی انسان با هدف دنبال کردن دینامیک‌های خودسازمانده

یوسفی آذر خانیان، مهدی^۱ / هاشمی گلپایگانی، سید محمدرضا^{۲*} / رستمی، مصطفی^۳

- ^۱ - دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
^۲ - استاد، گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
^۳ - دانشیار، گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2019.95334.1417

پذیرش: ۲۸ فروردین ۱۳۹۸

بازنگری: ۲۴ اسفند ۱۳۹۷

ثبت در سامانه: ۱۸ آبان ۱۳۹۷

چکیده

واژه‌های کلیدی

سیستم پایداری وضعی
چندپایداری
بعد همبستگی
بستر جاذب
خودسازماندهی

در سال‌های اخیر، تحلیل سیستم پایداری وضعی انسان، اهمیت زیادی پیدا کرده است. شناخت این سیستم به دلیل فرایند پیچیده‌ی خودسازماندهی آن که متناسب با هر الگوی حرکتی فعال می‌شود، ضروری است. استخراج شاخص‌هایی موثر از این سیستم می‌تواند در تشخیص ناهنجاری‌های وضعی به پزشکان کمک کرده و در فرایند توان‌بخشی بیماران موثر باشد. سیگنال مرکز فشار، به عنوان یک متغیر جمععی، حاوی اطلاعاتی از سیستم تعادلی انسان است. نحوه‌ی شکل‌گیری ترژکتوری این سیگنال در بازه‌های زمانی مختلف، بیان‌گر فعال شدن فرایندهای کنترلی متنوع است که با ظهور بستر جاذب‌های متفاوت در فضای فاز آن بروز می‌یابد. الگوی هماهنگی دینامیک پایداری سیستم، تعیین‌کننده‌ی چگونگی سوییچ بین این جاذب‌ها می‌باشد. در بخش اول این مقاله، به منظور کمی‌سازی اطلاعات محلی سیگنال مرکز فشار، دو شاخص "بعد همبستگی محلی" و "دینامیک هماهنگی فاز" تعریف می‌شوند. سپس در یک آزمایش طراحی شده، الگوی تغییر رفتار محلی این سیگنال بر مبنای شاخص‌های پیشنهادی محاسبه می‌شود. در ادامه، با طراحی مدلی که توانایی تولید دینامیک‌های غنی با جاذب‌های چندگانه را دارد، سعی می‌شود که تغییر رفتارها در دادگان دنبال شود. این مدل پیشنهادی بر مبنای نگاشت بوده و پارامترهای آن به کمک شاخص هماهنگی دینامیک فاز، به گونه‌ای هدایت می‌شوند که الگوی تغییر جاذب‌ها در این مدل با الگوی تغییر بعد همبستگی محلی سیستم هماهنگ شود. دنبال نمودن الگوهای رفتاری سیستم پایداری وضعی از نتایج برجسته‌ی این پژوهش است. مدل پیشنهادی نه تنها قابلیت دنبال کردن رفتار متنوع محلی سیستم را دارد، بلکه دینامیک سراسری آن را نیز دنبال می‌کند. طبق نتایج به دست آمده، تشابه روند کاهش-افزایشی مقدار بعد همبستگی خروجی مدل و دادگان در تکرارهای آزمایش، یک بازنمایی از الگوی تغییرات درجه‌های آزادی دینامیک این سیستم است. این مدل پیشنهادی، نخستین مدل رفتاری برای سیستم پایداری وضعی به شمار آمده که می‌توان از روش‌های پیشنهادی در آن برای کمی‌سازی روند تغییر اطلاعات در سایر سیستم‌های زیستی نیز بهره گرفت.

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

کد پستی ۱۵۹۱۶۳۴۳۱۱ تلفن +۹۸-۲۱-۶۴۵۴۲۳۷۰

پست الکترونیک mrhashemigolpayegani@aut.ac.ir دورنگار +۹۸-۲۱-۶۶۴۶۸۱۸۶



۱- مقدمه

حرکت انسان یک فرایند بیودینامیکی متغیر با زمان و مکان است که رفتارهای پیچیده‌ای را شامل می‌شود. در بررسی و تحلیل این رفتارها، شناخت الگوهای کنترلی به کار رفته توسط سیستم عصبی-عضلانی و شناسایی شاخص‌های موثر در این الگوهای حرکتی از اهمیت زیادی برخوردار است. بنابراین، تحلیل الگوهای متنوع و تشخیص نواقص حرکتی در ایجاد ساز و کارهای تاثیرگذار برای بهبود سیستم‌های تعادلی در حوزه‌ی توان‌بخشی بسیار مورد توجه است.

کنترل وضعی^۱، به کنترل موقعیت بدن در فضای حرکتی برای حفظ پایداری و جهت‌گیری اطلاق می‌شود [۱-۴]. با وجود توجه گسترده به موضوع تعادل انسان و پژوهش‌های متعددی که در علوم و رشته‌های مختلف در این زمینه انجام شده است، ماهیت سیستم کنترل وضعی انسان هنوز ناشناخته بوده و یک نظریه‌ی واحد و یا یک مدل کاربردی برای شناخت عمل‌کرد آن وجود ندارد. عمل‌کرد این سیستم مانند سایر سیستم‌های زیستی، تحت تاثیر عوامل مختلفی از بیرون و درون سیستم قرار می‌گیرد. چگونگی حفظ تعادل و به کارگیری راه‌کارهای صحیح و کارآمد برای جلوگیری از افتادن و بروز صدمات شدید از جمله مسائلی است که مطالعات گسترده‌ای در زمینه‌هایی مانند طب و نوروفیزیولوژی [۵-۷]، بیومکانیک و رباتیک [۸]، ایمنی فعالیت شغلی [۱۰]، ارگونومی [۱۱] و مهندسی ورزش [۱۲] برای پاسخ دادن به آن صورت گرفته است. بسیاری از محققان در شرایط ناهمگن و در محیط‌ها و چارچوب‌های ثابت و متحرک، به بررسی فرایندهایی پرداخته‌اند که زمینه‌ساز ایجاد پایداری وضعی می‌شوند [۷، ۱۳، ۱۴].

کمی‌سازی پایداری سیستم کنترل وضعی-ماهیه‌ای با راه‌کارهای دینامیک غیرخطی، آشوب و نمای لیاپانوف روی سیگنال سرعت حرکت بررسی شده است [۱۵-۱۹]. تا کنون برای ارزیابی تعادل وضعی از روش‌های مختلفی استفاده شده که متداول‌ترین آن‌ها اعمال روش‌های اندازه‌گیری آزمایشگاهی با استفاده از صفحات نیرو^۲ است. یکی دیگر از این روش‌ها، پوسچروگرافی^۳ بوده که روشی برای کمی‌سازی کنترل وضعی در شرایط پویا است [۲۰-۲۲]. در این روش‌ها برای تحلیل پایداری وضعی در یک چرخه‌ی حرکتی، از رویکردهای ریاضی مبتنی بر سینماتیک مستقیم و نظریه‌ی سینتیک استفاده شده

[۲۳، ۲۴] اما این روش‌های استاتیک، توانایی توصیف پیچیدگی رفتاری سیستم حرکتی انسان با شرایط متفاوت را ندارند.

حفظ تعادل در بدن نیازمند تنظیم مداوم فعالیت بخش‌های مختلف سیستم تعادلی (عضلات، حرکت مفاصل و ...) بر اساس بازخوردهای مختلف رسیده از سیستم بینایی و حسگرهای حرکتی بدن است [۲۴]. بنابراین در حفظ پایداری وضعی بدن، فرایندهای مختلفی تاثیرگذار هستند. آزمایش‌های انجام شده در زمینه‌ی تعادل انسان نشان می‌دهد که کنترل بازخورد^۴ (هر چند منحصر به فرد نیست)، می‌تواند نقش مهمی در حالت ایستاده‌ی انسان ایفا کند. روش‌های کنترلی مورد استفاده در این آزمایش‌ها شامل روش‌های کنترلی کلاسیک تناسبی-مشتقی-انتگرالی (PID)، تناسبی-مشتقی (PD) و روش‌های کنترل بهینه می‌باشد [۲۵-۲۸]. در تحقیقات اخیر، مدل‌سازی نوسانات بدن در حالت ایستاده با اعمال کنترلر غیردائمی مورد توجه قرار گرفته است [۲۹-۳۱]. برای مثال در مقاله‌ی [۲۹] سیستم وضعی انسان در حالت ایستاده با استفاده از مدل پاندول معکوس تک‌لینکی و کنترلر PD با دینامیکی تاخیری مدل‌سازی شده است. در این مدل، کنترلر با رسیدن مقادیر متغیرها به یک مقدار آستانه از مدل قطع شده تا غیرپیوسته بودن مسیر بازخورد بسته^۵ را در این سیستم مدل‌سازی نماید. بررسی فضای پارامتری این مدل نشان می‌دهد که به ازای مقادیر ثابت پارامتری، مدل دارای چند جاذب متناوبی است. در این مدل‌سازی با اعمال نویز به مدل، خروجی آن بین دو جاذب تناوبی ذاتی یک نوسان تصادفی داشته که مشابه نوسانات آشوب‌گونه در سیستم تعادلی انسان است [۲۹]. در مطالعه‌ی [۳۱] از مدل پاندول معکوس سه‌لینکی برای مدل‌سازی سیستم تعادلی بدن در حالت ایستاده استفاده شده است. در این مطالعه، قرارگیری کنترلر در مدل بر اساس اطلاعات سیگنال EMG که از عضلات مختلف ثبت شده، صورت گرفته است. با اعمال دو فیلتر پایین‌گذر با فرکانس‌های قطع ۰/۰۲ و ۲، مقادیر سیگنال‌های تولید شده در زمان با یک‌دیگر مقایسه شده‌اند. بازه‌های زمانی که دامنه‌ی سیگنال با بیشینه‌ی فرکانس ۲ هرتز بیش‌تر از دامنه‌ی سیگنال دیگر است، به عنوان زمان وصل بودن کنترلر در نظر گرفته شده است. تشابه موجود بین خروجی این مدل و دادگان آزمایش این مطالعه (زاویه‌ی مچ پا)، در اطلاعاتی سراسری مانند چگالی طیف فرکانسی^۶ (خروجی مدل دارای

^۱ Feedback Control^۲ Closed-Loop Feedback^۳ Power Spectrum Density^۱ Postural Control^۲ Force Plates^۳ Posturography



جاذب یک سیستم خودسازمانده، مجموعه‌ای از جاذب‌ها است که خروجی سیستم در بین آن‌ها در نوسان و حرکت می‌باشد. سیستم پایداری وضعی، سیستمی با حساسیت بالا به حساب آمده که با فعال کردن فرایندهای کنترلی مختلف، پیوسته در حال تنظیم عمل کرد بخش‌های مختلف خود می‌باشد [۳۳]. بنابراین در مدل‌سازی خاصیت خودسازماندهی این سیستم در بازه‌های زمانی کوتاه، به مدلی نیاز است که بتواند دینامیک‌های متنوعی را برای این سیستم با جاذب‌های متنوع تولید کند. سیستم پایداری وضعی با هماهنگ کردن سه سیستم بینایی، دهلیزی و حس عمقی، حتی در یک حالت وضعی مشخص، تحت شرایط محیطی مختلف (مثلاً ایستادن قائم روی سطحی با شیب‌های مختلف [۳۷])، می‌تواند پاسخ‌های متفاوتی از خود نشان دهد. تغییر دینامیک در سیگنال CoP ثبت شده و عدم تکرار آن به معنی وجود جاذب‌های متنوع در سیستم است [۳۷]. نظریه‌ی کلاسیک در بررسی سیستم پایداری وضعی، چنین تغییراتی در خروجی سیستم را به عنوان نویز خارجی و یا اختلال نویزگونه در عمل کرد این سیستم در نظر می‌گیرد. در حالی که رویکرد جدید، چنین تغییری را به عنوان شاخصی از انعطاف‌پذیری سیستم معرفی می‌کند [۳۸]. با توجه به ویژگی‌های دینامیکی مطرح شده، می‌توان سیستم پایداری وضعی را به صورت یک سیستم چندپایداری^۳ در نظر گرفت. وقوع بیش از یک جاذب به ازای مجموعه‌ای ثابت از پارامترها در یک سیستم دینامیکی، چندپایداری نامیده می‌شود. مفهوم چندپایداری در مطالعه‌ی سیستم‌های پیچیده از اهمیت قابل توجهی برخوردار است. برای مثال حالت خاص دوپایداری^۴ که نشان دهنده‌ی وجود هم‌زمان دو حالت مجانبی از دینامیک سیستم است، به طور گسترده‌ای در حوزه‌های تقارن، گذار فاز^۵ و پسماند^۶ مورد بررسی قرار گرفته است [۳۹، ۱۴].

در بسیاری از مطالعات، روی سیستم‌هایی تمرکز شده است که تنها دارای یک یا دو جاذب هستند. تا کنون سیستم‌های اندکی شناخته شده‌اند که دارای تعداد زیادی از جاذب‌های هم‌زمان باشند. جاذب‌های مختلف با بستر جاذب‌های مستقل هم‌زیستی می‌کنند. این پدیده برای اولین بار در سال ۱۹۷۱ در زمینه‌ی ادراک، مورد توجه قرار گرفته [۴۰، ۴۱] و پس از آن روی مساله‌ی چندپایداری در سیستم‌های متابولیک تمرکز شده است. از اوایل سال ۱۹۸۰، چندپایداری به عنوان یک پدیده‌ی

پهنای باند ۴-۲/ و داده‌ی آزمایش ۲/۰-۰) گزارش شده است. در این مطالعات با تنظیم پارامترهای مدل در مقداری ثابت و استفاده از کنترلر غیردائمی، جاذب سراسری مدل بین دو جاذب ذاتی مدل نوساناتی غیرمنظم خواهد داشت. مدل‌سازی سیستم پایداری وضعی با خصوصیات خودسازماندهی و پیچیدگی تعاملات میان اجزای آن [۳۲، ۳۳] نیازمند رویکردی مبتنی بر مدل‌سازی سیستم‌های پیچیده با خصوصیت خودسازماندهی و تکاملی است. هایلینگن [۳۴] خودسازماندهی را به صورت بروز تغییرات لحظه‌ای در تعاملات محلی میان اجزای سیستم برای حفظ الگوی کلی رفتاری آن تعریف کرده است. رفتار و عمل کرد سیستم پایداری وضعی می‌تواند بر اساس کیفیت سیگنال مرکز فشار (CoP^۱) به عنوان یک متغیر تجمعی، بازنمایی شود. ترژکتوری CoP (جاذب تولید شده) در محدوده‌ی مشخصی از فضای فاز شکل می‌گیرد (بستر جاذب^۲). در حالت‌های وضعی مختلف، جاذب‌های تولید شده می‌توانند دارای بسترهای جاذب متنوعی باشند [۳۲، ۳۵]. برای مثال بستر جاذبی برای حالت ایستادن می‌تواند بستر جاذبی برای راه رفتن و یا طبق استانداردهای دیگر، بستر جاذبی برای دویدن باشد. با توجه به باز بودن سیستم پایداری وضعی و امکان تبادل اطلاعات در درون و بیرون این سیستم، هر کدام از این بسترهای جاذب ناشی از تعاملات پویایی در سیستم هستند. این تعاملات ناشی از فرایندهای کنترلی خودسازمانده سیستم برای جلوگیری از افتادن فرد است [۳۲]. به طور کلی، هایلینگن سیستم زیستی را به صورت سیستمی با ساختار و پارامترهای متغیر با زمان در نظر گرفته که در آن تغییر تعاملات با زمان به گونه‌ای است که سیستم را در جاذب سراسری خود نگه دارد [۳۴]. در واقع خاصیت خودسازماندهی باعث افزایش مقاومت سیستم نسبت به هر گونه اختلال داخلی یا خارجی می‌شود [۳۲]. از این رو یکی از مشکلات مدل‌سازی کلاسیک، ثابت بودن ساختار و پارامترهای تنظیم‌کننده‌ی مدل‌ها می‌باشد. بنابراین مدل معرف این سیستم باید غیرخطی و دارای حالت‌های پایداری متنوع باشد تا بتواند در حضور تحریک‌های مختلف بیرونی، سیستم را در محدوده‌ای پایدار کنترل نماید. از نگاه پریگوین [۳۶]، این سیستم‌های غیرخطی، جاذب‌های متعددی داشته که وقتی متغیر حالت سیستم میان دو جاذب قرار گیرد، به سمت یکی از آن‌ها کشیده می‌شوند. در نتیجه، هر جاذب سراسری یا بستر

^۳ Bistability

^۴ Phase Transitions

^۵ Hysteresis

^۱ Center of Pressure

^۲ Basin of Attractor

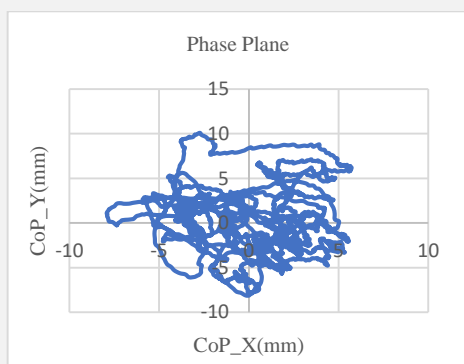
^۳ Multistability

۲- مواد و روش‌ها

در مدل‌سازی سیستم پایداری وضعی، به مدلی نیاز است که بتواند با حفظ جاذب سراسری سیستم برای یک فعالیت تعریف شده، روند تغییرات دینامیک سیستم ناشی از فعال شدن فرایندهای مختلف خودسازماندهی را نشان دهد. از این رو، مدل ارائه شده دارای پارامترهای متغیر با زمان است تا بتوان با تغییر پارامترهای آن، امکان سوییچ سیستم بین جاذب‌های مختلف در جاذب سراسری را بازنمایی نمود. در ادامه، پس از معرفی دادگان مورد استفاده در این پژوهش، فرایند مدل‌سازی سیستم پایداری وضعی در چهار مرحله شامل طراحی ساختار کلی مدل، طراحی شاخصی برای استخراج اطلاعات محلی بر مبنای اطلاعات سراسری سیستم، طراحی شاخصی برای تنظیم پارامترهای مدل و شرایط اولیه‌ی آن بر مبنای اطلاعات به دست آمده از دادگان و در نهایت ارزیابی مدل توضیح داده شده است.

۲-۱- معرفی دادگان آزمایش

ثبت داده از ۱۵ مرد سالم در بازه‌ی سنی ۲۳ تا ۳۵ سال، بدون هیچ بیماری اسکلتی-عضلانی و مشکلات تعادلی، صورت گرفته است. در هر ثبت داده، از فرد شرکت کننده خواسته شده تا عمل راه رفتن معمولی را به صورت رفت و برگشت در مدت ۶۰ ثانیه روی دو صفحه‌ی نیرو انجام دهد. دادگان ثبت شده در این آزمایش، سری‌های زمانی سیگنال مرکز فشار هستند که در هر دو جهت قدمی-خلفی^۳ و داخلی-خارجی^۴ و با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز، ثبت شده‌اند. این آزمایش برای هر فرد سه بار تکرار شده است. ثبت داده در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه علوم بهزیستی و توان‌بخشی انجام شده است. نمونه‌ای از دادگان در فضای فاز، در شکل (۱) قابل مشاهده است.



شکل (۱) - نمایش فضای فاز CoP

برجسته و حساس در زمینه‌ی اپتیک غیرخطی مطرح شده و اولین مشاهدات تجربی از چندپایداری در یک سوئیچ لیزر گازی مشاهده شده است [۴۲].

در میان نخستین مطالعات، هم‌زیستی جاذب‌ها در نوسان‌گر دافینگ، به عنوان یک الگوی نظری مورد توجه قرار گرفت. پس از آن، با دیدگاه‌های نظری و تجربی، سیستم‌های چندپایدار از جنبه‌های مختلفی مورد مطالعه قرار گرفتند. همان‌طور که اشاره شد، در مطالعه‌ی [۲۹]، وارد نمودن نویز در ساختار یک مدل چندپایداری و تبدیل آن به مدلی غیرخودمختار^۱ (مدلی که دینامیک آن وابسته به زمان است)، منجر به تغییر مقدار متغیرهای مدل در زمان شده و در نتیجه، خروجی مدل به طور نامنظم بین دو جاذب ذاتی آن نوسان می‌کند. به طور کلی، در یک سیستم چندپایداری علاوه بر تغییر پارامترها، تغییر مقدار متغیرهای حالت سیستم نیز باعث تغییر در جاذب سیستم می‌شود (با وجود ثابت بودن پارامترهای آن). از این رو این سیستم‌ها با قرار گرفتن در ساختاری غیرخودمختار، می‌توانند مدل پایه‌ی مناسبی برای مدل‌سازی سیستم‌های حساس به تغییر شرایط درونی و بیرونی (مانند سیستم پایداری وضعی انسان) به حساب آیند.

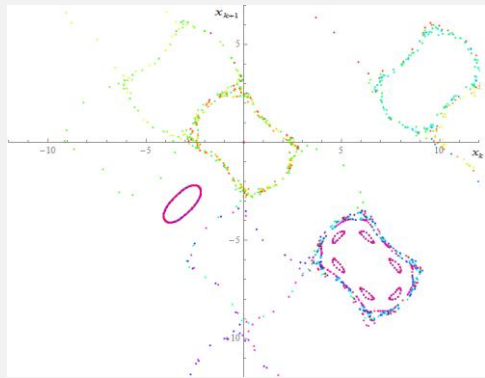
هدف پژوهش حاضر ارائه‌ی مدلی بر مبنای دینامیک غیرخطی و استفاده از سیستم‌های چندپایداری برای بررسی عمل‌کرد سیستم پایداری وضعی انسان است. در گام اول، شاخص‌هایی به منظور کمی‌سازی اطلاعات سری زمانی CoP به صورت محلی (دربازه‌ی زمانی کوتاه) تعریف شده است. تغییرات در جاذب سیستم با استفاده از این شاخص‌ها در بازه‌های زمانی مورد نظر کمی‌سازی می‌شود. سپس الگوی تغییر رفتار محلی سیگنال CoP بر مبنای شاخص‌های پیشنهادی، با انجام یک آزمایش طراحی شده محاسبه می‌شود. با طراحی مدلی غیرخودمختار با قابلیت تولید دینامیک‌های عمل‌کردی غنی مبتنی بر مفهوم چندپایداری، الگوی تغییر پارامترها و به دنبال آن الگوی تغییر جاذب‌ها در این سیستم بازنمایی می‌گردد. مدل پیشنهادی با بازنمایی تغییرات ناشی از خودسازماندهی و فرایندهای کنترلی مختلف، رفتار متغیر با زمان این سیستم را دنبال می‌کند. این مدل از گروه مدل‌های جعبه‌ی سیاه بوده، نخستین مدل رفتاری^۲ (مدلی که معادلات و روابط آن بر اساس اطلاعات کمی از سیستم هدف ساخته می‌شود) برای سیستم پایداری وضعی به شمار آمده و دارای نوآوری‌های معنایی و عمل‌کردی می‌باشد.

^۳ Anteroposterior (AP)

^۴ Mediolateral (ML)

^۱ Non-Autonomous

^۲ Behavioral Model



شکل (۲) - تصویر فاز جاذب چندبخشی سیستم رابطه‌ی (۱) به ازای پارامترهای متقارن ($\alpha=\beta=1/5$) و شروط اولیه‌ی متفاوت

مدل پیشنهادی به ازای تغییرات پارامترها و تغییر در شرایط اولیه می‌تواند رفتارهایی غنی را تولید نماید. می‌توان جاذب‌های متنوع این مدل را در بازنمایی یک دینامیک خودسازمانده، به عنوان سازنده‌ی یک بستر جاذب سراسری در نظر گرفت. به طور کلی این چهار قاعده بیان‌گر چهار کیفیت رفتاری برای تغییر دینامیک مدل می‌باشند.

برای هماهنگ‌سازی رفتار دادگان با خروجی مدل باید اطلاعاتی از دادگان برای تنظیم پارامترهای مدل و ارزیابی خروجی آن استخراج شود که در بخش بعد به این مساله پرداخته شده است.

۲-۳- استخراج اطلاعات محلی از پاسخ سیستم

ویژگی مهم سیگنال CoP مانند سایر سیگنال‌های زیستی، تولید مداوم آن تحت اثر تعاملات سیستم با اجزای درون و بیرون خود بوده که منجر به نوسازی مداوم این سیگنال می‌شود. هم‌چنین، بازه‌های زمانی کوتاه از این سیگنال می‌تواند اطلاعات نهفته‌ای از سیستم مانند برخی از مشکلات حرکتی که در شرایط خاص و بازه‌های زمانی کوتاه بروز می‌کنند را بازنمایی کند. بنابراین، شاخص اطلاعاتی بعد همبستگی برای طول‌های مختلف از این سیگنال مقدار متفاوتی دارد. به دلیل ویژگی خودسازمانده‌ی این سیستم‌های باز که برای حفظ بستر جاذب سراسری سیستم فعال می‌گردد، مقدار این شاخص به یک مقدار دقیق ثابت هم‌گرا نشده و در یک بازه‌ی مشخص قرار می‌گیرد. در مطالعات انجام شده روی سیگنال‌های زیستی، تا کنون هیچ طول زمانی استاندارد برای ثبت خروجی سیستم ارائه نشده است. در ادامه، شاخص بعد همبستگی برای کل طول سیگنال ثبت شده در آزمایش محاسبه شده و سپس بر مبنای آن، شاخصی برای بازنمایی اطلاعات محلی سیگنال CoP معرفی می‌شود.

۲-۲- معرفی ساختار مدل پایه

مدل اولیه‌ی سیستم پایداری وضعی، یک مدل جعبه‌ی سیاه است که بر پایه‌ی یک نگاشت دومتغیره، با رابطه‌ی غیرخطی سینوسی طراحی شده است. این مدل چندپایداری بوده و امکان تولید جاذب‌های متنوع را فراهم می‌سازد. تابع سینوسی در این مدل مانند یک سویچ نرم با رفتاری نوسانی در محدوده‌ای مقید عمل می‌کند. در سیستم پایداری وضعی نیز تونوسیتی عضلات با دینامیکی نوسانی و مقید، حفظ پایداری وضعی را ممکن می‌سازد. ساختار این نگاشت به صورت رابطه‌ی (۱) می‌باشد.

$$\begin{cases} y_{k+1} = y_k + \alpha \sin(x_k) \pmod{2\pi} \\ x_{k+1} = x_k - \beta \sin(y_{k+1}) \pmod{2\pi} \end{cases} \quad (1)$$

تغییرات پارامترهای این مدل (α و β) منجر به شکل‌گیری جاذب‌های چندبخشی به صورت جزیره‌ای شده (شکل ۲) و این مجموعه‌ی جزایر، مشخص کننده‌ی محدوده‌های پایداری دینامیک این مدل چندپایداری می‌باشند. انجام شبیه‌سازی با در نظر گرفتن مقادیر مختلف برای پارامترها نشان می‌دهد که تعاملات این دو پارامتر با یکدیگر می‌تواند دینامیک‌های گوناگونی را در خروجی نگاشت ایجاد کند. در ادامه، ضمن بیان شرایط پارامتری مدل، مجموعه‌ی قواعدی برای تنظیم این پارامترها و کنترل رفتار مدل به صورت زیر ارائه شده است. الف) اگر دو پارامتر به صورت متقارن و هم‌نوا تغییر کنند، آن‌گاه سیستم فقط دارای جاذب با بخش‌های متناوب خواهد بود. ب) اگر پارامترها از رابطه‌ی (۲) تبعیت کنند، آن‌گاه سیستم در جاذب خود حداقل یک ناحیه‌ی آشوبی خواهد داشت.

$$\begin{cases} \alpha_{k+1} = \sin(\alpha_k) + (1 + \lambda/N)\beta_k \\ \beta_{k+1} = \alpha_k \sin(y_{k+1}) \pmod{2\pi} \end{cases} \quad (2)$$

در این رابطه، λ پارامتر هدایت نام داشته و مقدار آن در هر ناحیه ثابت است. هم‌چنین ثابت N که نقش موقعیت‌دهی جاذب‌ها در صفحه‌ی فضای فاز را بر عهده دارد، برابر با مقدار ثابت ۱۰۰۰ در نظر گرفته شده است.

ج) اگر پارامترها از رابطه‌ی (۳) تبعیت کنند، آن‌گاه سیستم فقط دارای جاذب با ناحیه‌های آشوبی می‌باشد.

$$\begin{cases} \alpha_{k+1} = (\alpha_k)(\lambda - \beta_k) \\ \beta_{k+1} = (\beta_k)(\lambda - \alpha_k) \end{cases} \quad (3)$$

د) به ازای سایر مقادیر پارامترها، سیستم ناپایدار خواهد بود.

می‌شود. پس از آن مقدار D_1 به عنوان یک شاخص اطلاعاتی محلی با استفاده از رابطه‌ی (۷) محاسبه می‌گردد.

$$D_l = \frac{\Delta \log(C(R))}{\Delta \log(R)} \quad (7)$$

این ویژگی بعد همبستگی محلی نامیده شده و از آن برای ارزیابی خروجی مدل برای مدل‌سازی آن بخش از سیگنال استفاده می‌شود. پنجره‌های تعیین شده نیز به معنای در نظر گرفتن حافظه برای سیستم هستند.

۲-۳-۳- شاخص هماهنگی دینامیک فاز

برای هدایت دینامیک مدل طبق الگوی دادگان ثبت شده، از شاخص هماهنگی دینامیک فاز برای تنظیم پارامترهای مدل در فضای فاز استفاده می‌شود.

از آن‌جا که تمام نمونه‌های سیگنال ثبت شده حاوی اطلاعات نیستند، در مدل‌سازی باید تنها نمونه‌های حاوی اطلاعات سیستم بازنمایی شوند. تکنیک قطع پوآنکاره یکی از روش‌هایی است که از آن برای استخراج نمونه‌های اطلاعاتی یک سیگنال پیوسته استفاده می‌شود [۴۴]. از این رو، در گام اول مجموعه‌ی نمونه‌هایی از سیگنال CoP بر مبنای قطع پوآنکاره انتخاب شده و سپس معیاری برای کنترل پارامترهای مدل پیشنهادی بر مبنای این نقاط معرفی می‌شود.

با در نظر گرفتن بعد فضای فاز بهینه‌ی m برای دادگان CoP، قطع پوآنکاره برای این فضا باید توسط رویه‌هایی $(m-1)$ -بعدی اعمال شود. مقدار m برای دادگان CoP در محدوده‌ی ۳ تا ۷ قرار دارد. در این فضا استاندارد مشخصی برای زاویه و محل اعمال قطع پوآنکاره وجود ندارد. بنابراین با توجه به این که قطع پوآنکاره معمولاً معادل استخراج بیشینه و کمینه‌های محلی سیگنال در نظر گرفته می‌شود، به منظو ساده‌سازی، این نقاط اکسترمم به عنوان نقاط اطلاعاتی انتخاب می‌شوند.

برای محاسبه‌ی شاخص هماهنگی دینامیک فاز، از شاخص $\Delta\phi$ استفاده شده که به صورت رابطه‌ی (۸) تعریف می‌شود. این شاخص، تغییر زاویه‌ی ترژکتوری در عبور از دو نقطه‌ی پوآنکاره‌ی متوالی در فضای فاز را نشان می‌دهد (شکل ۳). با محاسبه‌ی $\Delta\phi$ برای تمام نقاط اطلاعاتی هر مولفه‌ی سیگنال مرکز فشار، دنباله‌ای از تغییر فاز این سیگنال به دست می‌آید.

$$\phi_i^x = \tan^{-1} \frac{\Delta CoP_{x_{i+1}}}{\Delta CoP_{x_i}} \quad (8)$$

$$\Delta\phi_i^x = \phi_i^x - \phi_{i-1}^x$$

۲-۳-۱- تخمین بعد همبستگی سراسری CoP

دادگان این مقاله به صورت سری‌های زمانی CoP در دو بعد هستند که شاخص بعد همبستگی برای هر بعد از این سیگنال محاسبه می‌شود. برای محاسبه‌ی این شاخص، در ابتدا بعد جاسازی بهینه (m) با استفاده از روش نزدیک‌ترین همسایه‌های نادرست^۱ (FNN) و تاخیر بهینه (τ) با استفاده از روش اطلاعات متقابل محاسبه شده [۴۳] و سپس فضای فاز سیگنال با استفاده از m و τ بهینه تولید می‌شود. مختصات نقطه‌ی i -ام در این فضا برای بعد x سیگنال CoP به صورت رابطه‌ی (۴) است.

$$X_i = (CoP_{i\tau}^x, CoP_{i+\tau}^x, \dots, CoP_{i+(m-1)\tau}^x) \quad (4)$$

برای محاسبه‌ی بعد همبستگی در فضای فاز تولید شده، ابتدا تابع همبستگی با استفاده از رابطه‌ی (۵) تعریف می‌شود.

$$C(r) = \lim_{N^* \rightarrow \infty} \left[\frac{1}{(N^*)^2} \sum_{i=1}^{N^*} \sum_{j=1}^{N^*} H(r - |X_i - X_j|) \right] \quad (5)$$

در این رابطه، N^* تعداد کل نقاط فاز، H تابع هویساید، τ تولرانس فاصله، X_i و X_j به ترتیب i -امین و j -امین نقطه از فضای فاز و $|X_i - X_j|$ قدرمطلق فاصله‌ی دو نقطه در فضای m -بعدی می‌باشد. بعد همبستگی با در نظر گرفتن r -های مختلف با استفاده از رابطه‌ی (۶) قابل محاسبه خواهد بود.

$$D_k = \lim_{r \rightarrow 0} \left[\frac{\ln(C(r))}{\ln(r)} \right] \quad (6)$$

شاخص بعد همبستگی برای کل طول سیگنال ثبت شده در آزمایش (بیان‌گر اطلاعات سراسری سیستم) محاسبه می‌شود.

۲-۳-۲- تخمین شاخص اطلاعاتی محلی

در محاسبه‌ی شاخص‌های اطلاعاتی مانند شاخص بعد فرکتال، بعد همبستگی و یا آنتروپی، در اختیار داشتن طول بلندی از سیگنال، اعتبار محاسبات را افزایش می‌دهد. در این بخش معیار جدیدی برای استخراج اطلاعات محلی سیگنال بر مبنای شاخص بعد همبستگی معرفی می‌شود.

در گام اول، پنجره‌ای با طول 10τ روی سیگنال CoP غلطانده می‌شود. سپس با استفاده از نسبت‌های محاسبه شده‌ی $C(r)$ در شاخص بعد همبستگی برای کل سیگنال، تابع $C(R)$ با استفاده از مقادیر بیشینه و کمینه‌ی R (شعاع همسایگی) در ناحیه‌ی مقیاس بهینه برای دادگان مربوط به هر پنجره محاسبه

^۱ False Nearest Neighbors

۳-۳-۴- تنظیم پارامترهای مدل و شرط اولیه

در بررسی رفتار یک مدل نگاشتی، با تنظیم پارامترها و شرط اولیه، رفتار مدل پس از رسیدن به جاذب (با گذشت زمانی طولانی) مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. در این مقاله برای بررسی سیستم پایداری وضعی، الگوی تغییرات شاخص بعد همبستگی محلی و شاخص هماهنگی دینامیک فاز با در نظر گرفتن پنجره‌هایی با طول کوتاه روی سری زمانی CoP محاسبه شده است.

شاخص هماهنگی دینامیک فاز یک عامل هدایتی در تعیین پارامترهای مدل است. از شاخص بعد همبستگی محلی برای تنظیم بهینه پارامترهای مدل در هر بازه استفاده می‌شود. الگوریتم پیاده‌سازی مدل پیشنهادی در شکل (۳) به صورت فلوجارت نشان داده شده است. برای تنظیم مدل در هر پنجره، اولین نقطه‌ی پویانکاره‌ی آن پنجره به عنوان شرط اولیه‌ی مدل در نظر گرفته شده است. این تغییر در مقدار متغیر مدل در هر پنجره، به معنای تبدیل مدل به مدلی غیرخودمختار می‌باشد. سپس پارامترها با استفاده از اطلاعات پایه‌ای مدل (بخش ۲) و اطلاعات مربوط به شاخص دینامیک هماهنگی فاز، تنظیم شده‌اند. با نرمالیزه کردن مقدار بعد همبستگی محلی در طول سیگنال CoP، از این شاخص برای تعیین کیفیت جاذب مدل (بر اساس قواعد بخش ۲-۲) استفاده شده است.

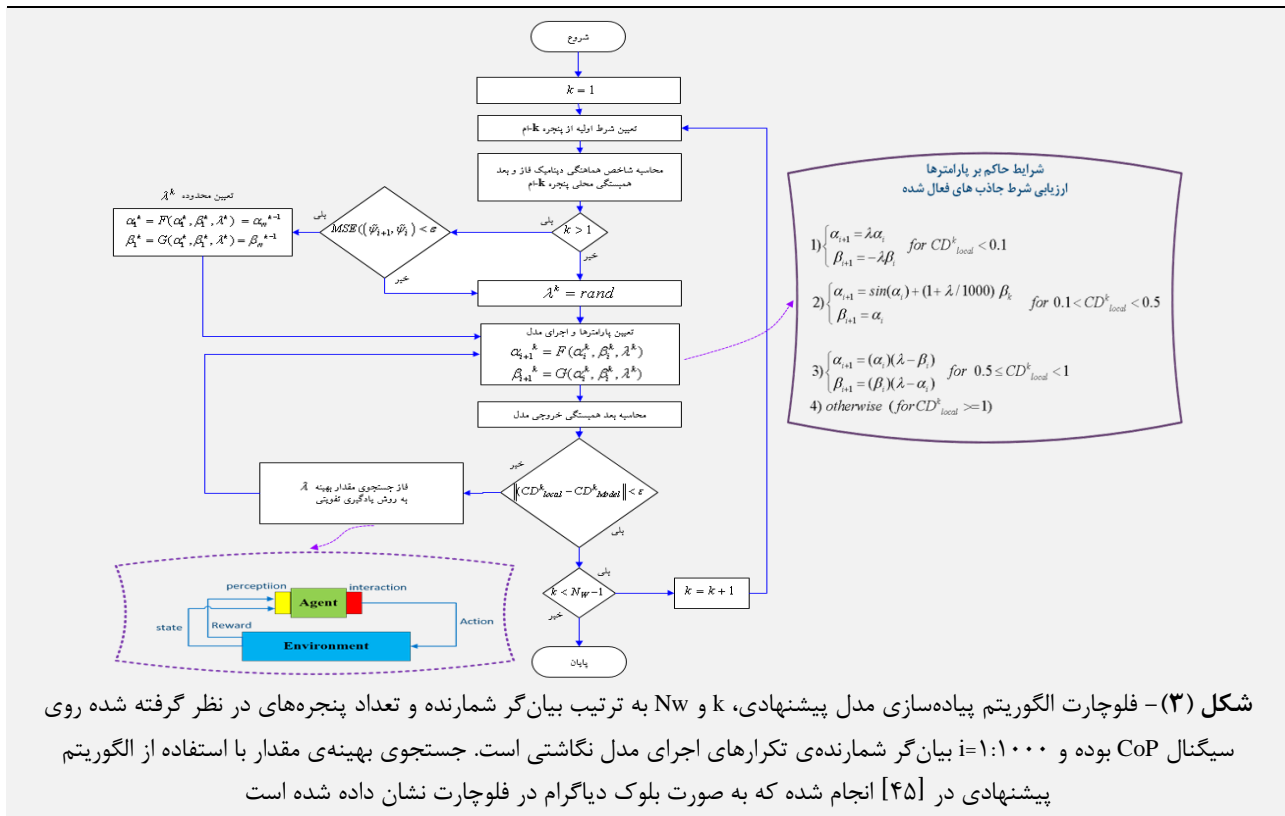
بنابراین برای مولفه‌های X و Y سیگنال مرکز فشار هر پا، دو سری $\Delta\phi_i^X$ و $\Delta\phi_i^Y$ محاسبه می‌گردد. با توجه به وجود هماهنگی بین حرکات دو پا و تعاملات بین آن‌ها، به منظور دستیابی به یک سیگنال دوبعدی که معرف شاخصی برای سیگنال مرکز فشار یک پا ضمن در نظر گرفتن تاثیر سیگنال مرکز فشار پای دیگر باشد، رابطه‌ی زیر طراحی شده است.

$$\begin{cases} \Delta\tilde{\phi}_k^x = 2\pi \frac{\Delta\phi_k^{X,r} - \Delta\phi_k^{X,l}}{\Delta\phi_{k+1}^{X,l} - \Delta\phi_k^{X,l}} \\ \Delta\tilde{\phi}_k^y = 2\pi \frac{\Delta\phi_k^{Y,r} - \Delta\phi_k^{Y,l}}{\Delta\phi_{k+1}^{Y,l} - \Delta\phi_k^{Y,l}} \end{cases} \quad (9)$$

با توجه به رابطه‌ی بین مولفه‌های x و y سیگنال مرکز فشار هر دو پا، مشاهده می‌شود که نزدیک‌تر شدن مقادیر $\Delta\tilde{\phi}_k^y$ و $\Delta\tilde{\phi}_k^x$ به صفر، نشان دهنده‌ی ارتباط هماهنگ‌تر شاخص $\Delta\phi$ در هر دو پا و نزدیک شدن این مقدار به یک، بیان‌گر تاخیر زمانی یک واحدی بین شاخص‌های دو پا می‌باشد. هم‌چنین مقادیر مثبت به معنای جلو بودن فاز و مقادیر منفی به معنای عقب ماندن فاز می‌باشند. از این رو سری $\tilde{\psi}$ به صورت زیر تعریف می‌شود.

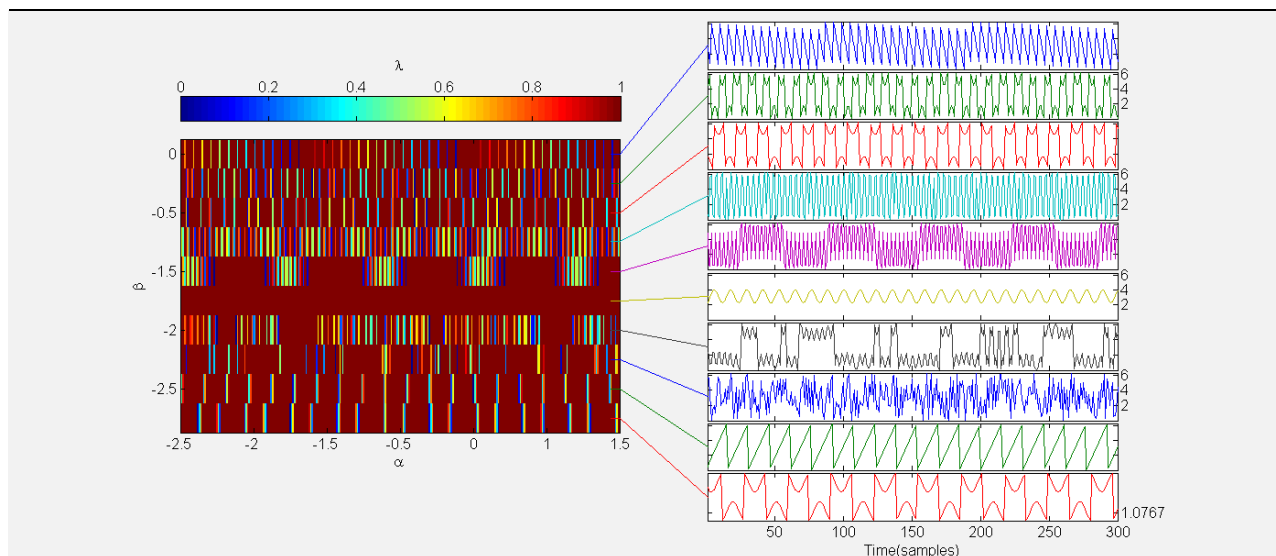
$$\tilde{\psi} = (\Delta\tilde{\phi}_1^x, \Delta\tilde{\phi}_1^y), \dots, (\Delta\tilde{\phi}_k^x, \Delta\tilde{\phi}_k^y), \dots \quad (10)$$

از این شاخص به عنوان یک بردار در هر پنجره، به منظور کنترل پارامترهای مدل استفاده می‌شود.

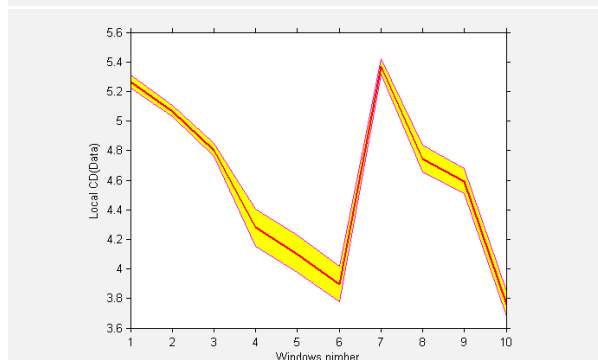


می‌گردد [۴۵]. این الگوریتم با در نظر گرفتن سیاست پاداش و جریمه کار می‌کند و بلوک دیاگرام عمل کرد آن در شکل (۳) نشان داده شده است. الگوی تغییرات بعد همبستگی مدل در پنجره‌های متوالی با بعد همبستگی محلی دادگان هماهنگ می‌شود. در این روش، رفتار داده در یک بازه‌ی زمانی هر چند کوتاه، متناظر با جذب یک مدل با ساختار و پارامتر ثابت در طول زمان بلند است. بنابراین، با تنظیم مدل در پنجره‌های متوالی هر داده، الگوی تغییرات پارامتر مدل برای آن داده به دست می‌آید. الگوی تغییر جاذبها بر اساس چهار کیفیت رفتاری (بخش ۲-۲) و الگوی تغییرات بعد همبستگی محلی برای تمام دادگان، با قرار دادن ۱۰ پنجره بدون هم‌پوشانی روی سیگنال CoP در شکل‌های (۵) و (۶) ارائه شده است. با غلتاندن پنجره‌ها با شیفتی معادل یک نقطه‌ی پوانکاره از ترژکتوری CoP، پارامترهای متناظر با آن نقطه‌ی پوانکاره به دست می‌آید.

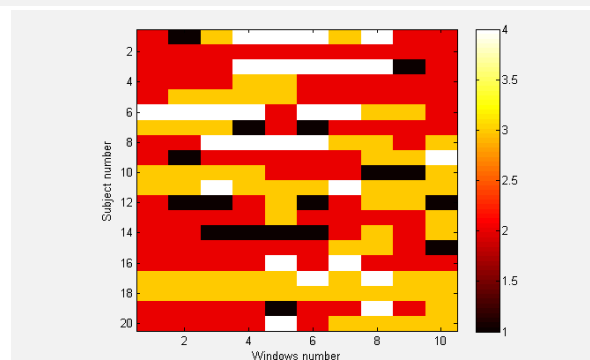
تغییر شاخص هماهنگی دینامیک فاز از پنجره‌ای به پنجره‌ی دیگر، بازنمایی‌کننده‌ی تغییر جاذب در سیستم پایداری وضعی است. نزدیکی مقدار این شاخص در دو پنجره‌ی متوالی $(MSE(\tilde{\psi}_{i+1}, \tilde{\psi}_i) < \epsilon)$ به معنای کیفیت مشابه جاذبها است. بنابراین با کنترل تغییرات مقدار $\tilde{\psi}$ از طریق محاسبه‌ی $MSE(\tilde{\psi}_{i+1}, \tilde{\psi}_i)$ مقدار اولیه‌ی پارامترهای α و β بر اساس مقدار نهایی این پارامترها در پنجره‌ی قبل انتخاب شده و بر مبنای آن، محدوده‌ی مقداری پارامتر λ مشخص می‌گردد. برای مثال در شکل (۴) با در نظر گرفتن دو محدوده‌ی مقداری برای پارامترهای α و β ، مقدار پارامتر λ به ازای هر زوج (α, β) با یک رنگ نمایش داده شده است. در گام بعد، برای کمینه کردن خطای بین جاذب مدل بر اساس بعد همبستگی خروجی، متناسب با مقدار شاخص بعد همبستگی محلی داده، مقدار بهینه‌ی λ با استفاده از الگوریتم یادگیری تقویتی تعیین



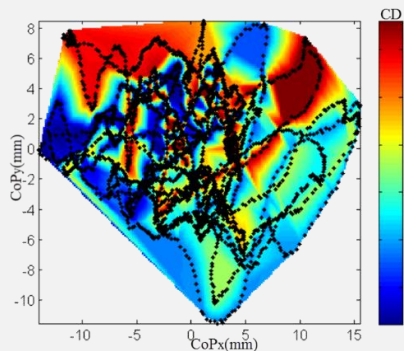
شکل (۴) - با در نظر گرفتن دو محدوده‌ی مقداری برای پارامترهای α و β ، مقدار پارامتر λ به ازای هر زوج (α, β) با رنگ نمایش داده شده است (نمودار سمت چپ)، به عنوان نمونه، خروجی مدل به ازای ۱۰ زوج پارامتر (α, β) نمایش داده شده است (نمودارهای سمت راست)



شکل (۶) - الگوی تغییر جاذبها بر اساس الگوی تغییرات بعد همبستگی محلی برای تمام دادگان، انحراف معیار تغییرات این شاخص به صورت سایه‌ی زرد حول مقدار متوسط آن نمایش داده شده است



شکل (۵) - الگوی تغییر جاذبها بر اساس چهار کیفیت رفتار، با در نظر گرفتن ۱۰ پنجره بدون هم‌پوشانی روی سیگنال CoP، هر سطر معرف خروجی مدل برای هر نمونه است، چهار کیفیت جاذب با اعداد ۱ تا ۴ برچسب‌گذاری شده‌اند



شکل (۷) - تصویر بستر جاذب‌های شکل گرفته برای یک ترژکتوری نمونه، منحنی مشکی نشان دهنده‌ی ترژکتوری CoP در فضای فاز است. ناحیه‌های رنگی، بستر جاذب‌هایی هستند که در طول شبیه‌سازی مدل برای پنجره‌های مختلف انتخابی روی سیگنال CoP به دست آمده و به صورت هم‌زمان نمایش داده شده‌اند. رنگ در این نمودار بازنمایی کننده‌ی مقدار بعد همبستگی جاذب‌ها است

۴- بحث

در این مطالعه، مدل‌سازی سیستم پایداری وضعی با طراحی یک مدل چندپایداری به عنوان مدل پایه انجام شده است. این مدل به عنوان یک مدل جعبه‌ی سیاه به حساب آمده که در مقایسه با سایر روش‌های مدل‌سازی سیستم پایداری وضعی (بخش ۲)، با وجود نداشتن جزئیات ساختاری سیستم واقعی، نتایج قابل قبولی را ارائه داده است. نتایج مقاله‌ی حاضر نشان می‌دهد که مطالعه‌ی نگاشت‌های چندجاذبه با روابط معادلاتی ساده و در عین حال دینامیک پیچیده و آشوب‌گونه می‌تواند انتخاب مناسبی باشد. این در حالی است که در مدل‌سازی بر اساس روش‌های کنترلی کلاسیک تناسبی-مشتقی-انتگرالی (PID)، تناسبی-مشتقی (PD) و روش‌های کنترل بهینه [۲۵-۲۸]، هر چه سیستم ساده‌تر در نظر گرفته شود، به سمت قطعیت هدایت شده و از اثر تعاملات اجزای داخلی و پیچیدگی آن کاسته می‌شود. در این‌گونه مدل‌سازی‌ها، افزایش تعداد فرایندهای کنترلی تاثیرگذار بر مدل، به عنوان یک راه‌کار معرفی می‌شود. با این رویکرد، فضای پارامتری مدل بزرگ شده و استفاده از دادگان چندمقیاسی برای تنظیم پارامترها ضروری بوده که غالباً چنین اطلاعاتی از سیستم در دسترس نمی‌باشد. بنابراین باید توازن بین پیچیدگی و هزینه‌ی محاسباتی مدل‌سازی در نظر گرفته شود. در این مدل‌سازی نشان داده شده که دنبال نمودن الگوهای رفتاری این سیستم تنها با استخراج اطلاعات مناسب از دادگان CoP امکان‌پذیر است. در مطالعه‌ی [۲۹]، با وارد کردن نویز در شرایطی که پارامترهای مدل در مقداری ثابت تنظیم شده‌اند و تبدیل مدل چندپایداری

۳- یافته‌ها

مقدار بعد همبستگی سراسری برای دادگان و خروجی مدل برای سه بار تکرار آزمایش در جدول (۱) ارائه شده است. از آنجا که در تنظیم پارامترهای مدل، مقدار بعد همبستگی محلی به صورت نرمالیزه شده بین صفر و یک در نظر گرفته شده، مشاهده می‌شود که بعد همبستگی سراسری خروجی مدل نیز در محدوده‌ی مقداری مشابه به دست آمده است.

جدول (۱) - مقدار بعد همبستگی سراسری برای دادگان و خروجی مدل

بعد همبستگی سراسری		تکرار
دادگان	خروجی مدل	
$4/46 \pm 0/21$	$1/26 \pm 0/01$	تکرار اول
$4/43 \pm 0/18$	$1/14 \pm 0/02$	تکرار دوم
$4/45 \pm 0/19$	$1/17 \pm 0/01$	تکرار سوم
$4/45 \pm 0/20$	$1/18 \pm 0/02$	کل تکرارها

تغییرات بعد همبستگی سراسری در تکرار دوم آزمایش نسبت به تکرار اول و سوم مقدار کمتری دارد. این روند کاهش و افزایشی در انجام سه تکرار آزمایش به خوبی در خروجی مدل نیز قابل مشاهده است. هم‌چنین مشاهده می‌شود که مقدار بعد همبستگی در تکرار دوم و سوم در خروجی مدل به یک‌دیگر نزدیک‌تر است.

این مدل هم به ازای تغییر پارامتر و هم به ازای تغییرات شرایط اولیه، دارای خاصیت چندجاذبی می‌باشد. متناظر با پارامترهای تنظیم شده برای هر پنجره از دادگان، جاذب‌های مختلفی بر اساس تغییرات شرایط اولیه وجود دارد. برای بازنمایی بهتر این خاصیت مدل، با استفاده از پارامترهای تنظیم شده در هر پنجره و با در نظر گرفتن ۱۰۰ شرط اولیه‌ی تصادفی از محدوده‌ی تغییرات سیگنال CoP در آن پنجره (بستر جذب سیگنال CoP)، بستر جاذب‌های متنوع مدل محاسبه شده است. جاذب‌ها بر اساس شاخص بعد همبستگی به عنوان یک شناسه‌ی رفتاری مورد بررسی قرار گرفتند. بستر جاذب‌های مدل به همراه ترژکتوری CoP داده در فضای فاز در شکل (۷) نشان داده شده است. محدوده‌ی بستر جاذب‌ها با رنگ نشان داده شده که رنگ‌ها بازنمایی کننده‌ی مقدار شناسه‌ی هر بستر جاذب هستند.

وجود جاذب‌های در هم تنیده با بعد همبستگی مختلف در مدل، قابلیت مدل در دنبال کردن تغییر رفتارهای آنی در سیستم پایداری وضعی انسان با دینامیک‌های متنوع آن را نشان می‌دهد.

سیستم با بهبود و بازیابی استراتژی تعادلی، در جاذب مطلوب خود قرار می‌گیرد. با تکرار آزمایش، به دلیل دانش قبلی در مورد نوع فعالیت، سیستم کنترلی به صورت خودمختار، برخی از الگوهای مولد استراتژی تعادلی را خاموش می‌کند [۴۹]. به عبارت دیگر، طبق بیان اشبی، "تنوع، تنوع را از بین می‌برد" [۵۰]. این موضوع بیان‌گر آن است که سیستم به صورت ذاتی دینامیک جاذب‌های خود را به صورت هدایت شده تعیین می‌نماید. لازم به ذکر است که نزدیکی مقدار بعد همبستگی بین دو تکرار دوم و سوم در خروجی مدل، تمایز دینامیک سیستم تحت اثر آموزش و تجربه نسبت به سیستم آموزش نیافته (تکرار اول آزمایش) را بهتر بازنمایی می‌کند.

۴-۱- استفاده از مدل در درمان و تشخیص

به کمک نتایج حاصل از اطلاعات کمی بستر جذب‌های بازنمایی شده‌ی مدل روی کف پا، می‌توان به اطلاعاتی پیرامون الگوی قرارگیری و نحوه‌ی تماس سطح کف پای فرد با زمین دست یافت. از این یافته‌ها می‌توان در تشخیص و درمان ناهنجاری‌های حرکتی استفاده نمود.

مدل طراحی شده می‌تواند چارچوب مناسبی برای ارزیابی کمی میزان بهبود و پیشرفت بیماری به شمار آید. به طوری که در کاردرمانی‌ها و فیزیوتراپی‌ها می‌توان سیگنال CoP را تحت آزمون مشخصی ثبت کرده و سپس با مطالعه‌ی روند تغییرات الگوهای پارامتری در مدل، این الگوها را بر اساس ارزیابی پزشک از بهبود بیماری برچسب‌گذاری نمود. از این رو یک نقشه‌ی راه برای بررسی روند تاثیرگذاری درمان فراهم می‌شود.

علاوه بر این، می‌توان از الگوهای تغییرات شاخص‌های بعد همبستگی محلی و شاخص دینامیک هماهنگی فاز نیز به صورت مستقل برای کمی‌سازی اطلاعات روند بروز برخی از آسیب‌های آنی استفاده نمود.

۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله با تعریف دو شاخص بعد همبستگی محلی و دینامیک هماهنگی فاز، رفتار محلی سیگنال CoP مورد بررسی قرار گرفته و یک مدل چندپایداری با قابلیت تولید جاذب‌های چندگانه ارائه شده است. سپس با توجه به ماهیت ذاتی ترژکتوری مرکز فشار و اهمیت سویچ بین الگوهای عمل‌کردی مختلف، سعی شده است تا شرایط اولیه و پارامترهای مدل به گونه‌ای تنظیم شوند که خروجی مدل بازنمایی کننده‌ی الگوهای تغییر رفتار محلی سیگنال CoP باشد. یکی از نتایج این مدل‌سازی، بازنمایی تغییر رفتارهای آنی ناشی از فعال شدن

به یک مدل غیر خودمختار، جاذبی تولید شده است که به صورت تصادفی در طول زمان بین دو جاذب تناوبی ذاتی سیستم نوسان می‌کند. در مطالعه‌ی [۳۱]، قرار دادن یا قطع کردن کنترلر در ساختار مدل بر اساس دادگان مطالعه صورت گرفته و خروجی مدل دنبال کننده‌ی کیفیت رفتار سراسری دادگان آزمایش است (مقایسه‌ی خروجی مدل و دادگان در فضای فرکانسی). این در حالی است که در مقایسه با مطالعاتی مانند [۲۹-۳۱]، مدل پیشنهادی در این مقاله از دو ویژگی قابل توجه برخوردار است: ۱- انتخاب زمان سویچ بین جاذب‌ها بر اساس نظریه‌ی پوانکاره صورت گرفته است. این روش نمونه‌های پر اهمیت در دینامیک رفتاری یک سیگنال را به دست می‌دهد [۴۴]. تعداد برابر نقاط پوانکاره در یک پنجره، معادل طول‌های زمانی مختلف است.

۲- تنظیم پارامترهای مدل در هر پنجره و غیر خودمختار کردن آن در طول زمان (برای مدل‌سازی خاصیت خودسازماندهی و تغییر فرایندهای تاثیرگذار بر مدل)، بر اساس اطلاعات دینامیکی از سیگنال CoP سیستم صورت گرفته است.

از این رو در این مطالعه، ابتدا سیگنال CoP در بازه‌های زمانی کوتاه کمی‌سازی شده است. این کمی‌سازی بر اساس شاخص بعد همبستگی محلی که از خانواده‌ی ابعاد فرکتال (کمی کننده‌ی تعداد درجه‌ی آزادی موثر سیستم [۴۶، ۴۷]) است و شاخص هماهنگی دینامیک فاز صورت گرفته است. در گام دوم، این مدل به مدلی غیر خودمختار تبدیل می‌شود، به طوری که مقادیر متغیرهای مدل در ابتدای هر پنجره در مقداری مشخص از سیگنال CoP تنظیم شده و پارامترهای مدل به منظور دنبال نمودن دینامیک سیگنال CoP بر اساس شاخص‌های طراحی شده مجدداً تنظیم می‌شوند. استفاده از شاخص دینامیک هماهنگی فاز با مشخص کردن محدوده‌ی شاخص هدایتی مدل (۸)، باعث کاهش فضای جستجو در تعیین مقدار بهینه‌ی آن می‌شود. مدل پیشنهادی با هدف استفاده از اطلاعات محلی دادگان آزمایش طراحی شده است، اما با توجه به نتایج به دست آمده مشاهده می‌شود که این مدل علاوه بر دنبال کردن رفتار محلی سیستم، در رفتار سراسری خود نیز کیفیت دینامیک دادگان آزمایش را دنبال می‌کند.

مطابق نتایج به دست آمده، روند کاهش-افزایشی مقدار بعد همبستگی سراسری بین تکرار آزمایش‌ها در خروجی مدل و دادگان، بازنمایی کننده‌ی یک ویژگی مهم این سیستم زیستی است. دینامیک کنترلی سیستم پایداری وضعی در شرایط ناپایدار و یا بروز تغییرات آنی، پیچیده‌تر می‌شود [۴۸]. ورود اغتشاش‌ها و تحریک‌های داخلی و خارجی، توسط سیستم عصبی مرکزی مهار شده و سپس به صورت خودسازمانده،

- ground reaction force components,” *Biomed. Eng. Online*, vol. 15, no. 1, p. 90, 2016.
- [7] A. Dutt-Mazumder, J. Challis, and K. Newell, “Maintenance of postural stability as a function of tilted base of support,” *Hum. Mov. Sci.*, vol. 48, pp. 91–101, 2016.
- [8] G. Shi, C. Dong, T. Zhang, H. Liu, H. Su, J. Wang, and Z. Wang, “Improvement of human postural stability criterion using ZMP simplification and optimization algorithms,” in *Cyber Technology in Automation, Control, and Intelligent Systems (CYBER)*, 2016 IEEE International Conference on, 2016, pp. 360–364.
- [9] R. Chiba, K. Takakusaki, J. Ota, A. Yozu, and N. Haga, “Human upright posture control models based on multisensory inputs; in fast and slow dynamics,” *Neurosci. Res.*, vol. 104, pp. 96–104, 2016.
- [10] D. Hamacher, D. Hamacher, M. Krowicki, and L. Schega, “Gait Variability in Chronic Back Pain Sufferers With Experimentally Diminished Visual Feedback: A Pilot Study,” *J. Mot. Behav.*, vol. 48, no. 3, pp. 205–208, 2016.
- [11] M. Bures, T. Görner, A. Miller, and M. Kaba, “Methodology of Digital Firearm Ergonomic Design,” in *Advances in Ergonomics Modeling, Usability & Special Populations*, Springer, 2017, pp. 221–230.
- [12] D. R. Howell, B. J. Shore, E. Hanson, and W. P. Meehan III, “Evaluation of postural stability in youth athletes: the relationship between two rating systems,” *Phys. Sportsmed.*, no. just-accepted, 2016.
- [13] R. S. Mohammadi, M. Salavati, I. E. Takamjani, B. Akhbari, S. Sherafat, H. Negahban, P. Lali, and M. Mazaheri, “Dual-Tasking Effects on Dynamic Postural Stability in Athletes With and Without Anterior Cruciate Ligament Reconstruction,” *J. Sport Rehabil.*, 2016.
- [14] Punakallio.A., “Balance abilities of workers in physically demanding jobs: with special reference to firefighters of different ages,” *J Sports Sci Med*, vol. 4 (suppl 8, no. November 2004. pp. 1–47, 2005.
- [15] R. T. Harbourne and N. Stergiou, “Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice,” *Phys. Ther.*, vol. 89, no. 3, pp. 267–282, 2009.
- [16] A. H. Nayfeh and B. Balachandran, *Applied nonlinear dynamics: analytical, computational and experimental methods*. John Wiley & Sons, 2008.
- [17] S. M. Bruijn, O. G. Meijer, P. J. Beek, and J. H. van Dieën, “The effects of arm swing on human gait stability,” *J. Exp. Biol.*, vol. 213, no. Pt 23, pp. 3945–52, Dec. 2010.
- [18] P. B. Pascolo, A. Marini, R. Carniel, and F. Barazza, “Posture as a chaotic system and an application to the Parkinson’s disease,” *Chaos, Solitons & Fractals*, vol. 24, no. 5, pp. 1343–1346, Jun. 2005.
- [19] L. H. Ting, K. W. van Antwerp, J. E. Scrivens, J. L. McKay, T. D. J. Welch, J. T. Bingham, and

فرایندهای مختلف کنترلی و خودسازماندهی در سیستم است که به معنای دنبال کردن تغییراتی با طول زمانی کوتاه می‌باشد. این تغییرات ممکن است در نگاه سرتاسری قابل شناسایی نباشند.

این شاخص‌های معرفی شده دارای الگوریتم مشخصی بوده و می‌توان از آن‌ها در استخراج اطلاعات محلی از سایر سیستم‌های زیستی نیز استفاده نمود. بنابراین در مطالعه‌ی سایر سیستم‌های زیستی می‌توان با ثبت سیگنال مناسب تحت آزمون‌هایی طراحی شده، به بررسی اثر فرایند خودسازماندهی در این سیستم‌ها پرداخت. برای مثال، در مطالعه روی حمله‌های صرع می‌توان با به دست آوردن الگوی تغییرات محلی سیگنال EEG، الگوهای بروز این حمله‌ها را شناسایی کرده و توانایی مدل در پیش‌بینی این حمله‌ها را مورد ارزیابی قرار داد. در پژوهش‌های آینده می‌توان روند تولید الگوهای پارامتری مدل را طوری هدایت کرد که پارامترهای مدل به صورت پویا و دینامیکی وابسته به زمان بوده و مقادیر خود را در بازنمایی بستر جاذب بهینه‌ی سیستم، به صورت خودکار تنظیم نمایند.

۶- سپاس‌گزاری

نویسندگان این مقاله از جناب آقای دکتر فرهاد طباطبایی قمشه به دلیل فراهم کردن شرایط و امکانات لازم برای تهیه‌ی دادگان این مقاله کمال تشکر و قدردانی را دارند.

۷- مراجع

- [1] H.-D. Chiang, M. W. Hirsch, and F. F. Wu, “Stability regions of nonlinear autonomous dynamical systems,” *IEEE Trans. Automat. Contr.*, vol. 33, no. 1, pp. 16–27, Jan. 1988.
- [2] Y. Hurmuzlu and C. Basdogan, “On the measurement of dynamic stability of human locomotion,” *J. Biomech. Eng. - Trans. ASME*, vol. 118, no. 3, pp. 405–11, 1994.
- [3] J. B. Dingwell and L. C. Marin, “Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds,” *J. Biomech.*, vol. 39, no. 3, pp. 444–452, 2006.
- [4] H. Hemami, K. Barin, L. Jalics, and D. G. Heiss, “Dynamics, stability, and control of stepping,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 32, no. 8, pp. 1153–1160, 2004.
- [5] T. Kawasaki and T. Higuchi, “Improvement of Postural Stability During Quiet Standing Obtained After Mental Rotation of Foot Stimuli,” *J. Mot. Behav.*, vol. 48, no. 4, pp. 357–364, Jul. 2016.
- [6] C.-Y. Hong, L.-Y. Guo, R. Song, M. L. Nagurka, J.-L. Sung, and C.-W. Yen, “Assessing postural stability via the correlation patterns of vertical



- pp. 1–10, 2018.
- [33] P. A. Fransson, M. Magnusson, and R. Johansson, "Analysis of adaptation in anteroposterior dynamics of human postural control," *Gait Posture*, vol. 7, no. 1, pp. 64–74, 1998.
- [34] F. Heylighen, "Self-organization of complex, intelligent systems: an action ontology for transdisciplinary integration," *Integr. Rev.*, pp. 1–39, 2011.
- [35] A. Crétual, "Which biomechanical models are currently used in standing posture analysis? Quels sont les modèles biomécaniques utilisés actuellement," *Neurophysiol. Clin. / Clin. Neurophysiol.*, vol. 45, no. 4–5, pp. 285–295, 2015.
- [36] C. Hooker, "From Being to Becoming: Time and Complexity in the Physical Sciences . Ilya Prigogine," *Philos. Sci.*, vol. 51, no. 2, pp. 355–357, Jun. 1984.
- [37] A. Dutt-Mazumder, A. C. King, and K. M. Newell, "Recurrence dynamics reveals differential control strategies to maintain balance on sloped surfaces," *Gait Posture*, vol. 69, no. August 2018, pp. 169–175, Mar. 2019.
- [38] R. Grönqvist, J. Abeysekera, G. Gard, S. M. Hsiang, T. B. Leamon, D. J. Newman, K. Giolo-Perczak, T. E. Lockhart, and C. Y. C. Pai, "Human-centred approaches in slipperiness measurement," *Ergonomics*, vol. 44, no. 13, pp. 1167–1199, 2001.
- [39] Y. Liu, M. Wiercigroch, J. Ing, and E. Pavlovskaja, "Intermittent control of coexisting attractors," *Philos. Trans. A. Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 371, no. 1993, p. 20120428, Jun. 2013.
- [40] F. Atneave, "Multistability in perception," *Sci. Am.*, vol. 225, no. 6, pp. 62–71, Dec. 1971.
- [41] T. Mergner, G. Schweigart, C. Maurer, and A. Blümlé, "Human postural responses to motion of real and virtual visual environments under different support base conditions," *Exp. Brain Res.*, vol. 167, no. 4, pp. 535–56, Dec. 2005.
- [42] F. T. Arecchi, R. Meucci, G. Puccioni, and J. Tredicce, "Experimental evidence of subharmonic bifurcations, multistability, and turbulence in a Q-switched gas laser," *Phys. Rev. Lett.*, vol. 49, no. 17, pp. 1217–1220, Oct. 1982.
- [43] M. B. Kennel, R. Brown, and H. D. I. Abarbanel, "Determining embedding dimension for phase-space reconstruction using a geometrical construction," *Phys. Rev. A*, vol. 45, no. 6, p. 3403, 1992.
- [44] S. A. Jolad, "Poincare Map of a Magnet in an oscillating field," vol. 16803, 2005.
- [45] R. S. Sutton and A. G. Barto, *Introduction to reinforcement learning*, vol. 135. MIT press Cambridge, 1998.
- [46] B. A. Kay, "The dimensionality of movement trajectories and the degrees of freedom problem: A tutorial," *Hum. Mov. Sci.*, vol. 7, no. 2–4, pp. 343–364, Oct. 1988.
- [47] P. Grassberger and I. Procaccia, "Measuring the S. P. DeWeerth, "Neuromechanical tuning of nonlinear postural control dynamics," *Chaos An Interdiscip. J. Nonlinear Sci.*, vol. 19, no. 2, p. 26111, 2009.
- [20] M. G. Jorgensen, M. S. Rathleff, U. Laessoe, P. Caserotti, O. B. F. Nielsen, and P. Aagaard, "Time-of-day influences postural balance in older adults," *Gait Posture*, vol. 35, no. 4, pp. 653–7, Apr. 2012.
- [21] M. Karpinsky and N. Kizilova, "Computerized posturography for data analysis and mathematical modelling of postural sway during different two-legged and one-legged human stance," *J. Vibroengineering*, vol. 9, no. 3, 2007.
- [22] E. O. Haeggström, P. M. Forsman, A. E. Wallin, E. M. Toppila, and I. V. Pyykkö, "Evaluating sleepiness using force platform posturography," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 53, no. 8, pp. 1578–85, Aug. 2006.
- [23] W. H. Gage, D. A. Winter, J. S. Frank, and A. L. Adkin, "Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing," *Gait Posture*, vol. 19, no. 2, pp. 124–132, 2004.
- [24] A. Shumway-Cook and M. H. Woollacott, *Motor control : translating research into clinical practice*. 2017.
- [25] H. Tanabe, K. Fujii, Y. Suzuki, and M. Kouzaki, "Effect of intermittent feedback control on robustness of human-like postural control system," *Sci. Rep.*, vol. 6, 2016.
- [26] A. D. Goodworth, Y.-H. Wu, D. Felmlee, E. Dunklebarger, and S. Saavedra, "A trunk support system to identify posture control mechanisms in populations lacking independent sitting," 2016.
- [27] M. C. Kilby, S. M. Slobounov, and K. M. Newell, "Augmented feedback of COM and COP modulates the regulation of quiet human standing relative to the stability boundary," *Gait Posture*, vol. 47, pp. 18–23, 2016.
- [28] M. C. Kilby, P. C. M. Molenaar, S. M. Slobounov, and K. M. Newell, "Real-time visual feedback of COM and COP motion properties differentially modifies postural control structures," *Exp. Brain Res.*, pp. 1–12, 2016.
- [29] G. Medrano-Cerda, J. Shapiro, M. Brown, H. Dallali, P. Kowalczyk, and P. Glendinning, "Modelling human balance using switched systems with linear feedback control," *J. R. Soc. Interface*, vol. 9, no. 67, pp. 234–245, 2011.
- [30] C. W. Eurich and J. G. Milton, "Noise-induced transitions in human postural sway," *Phys. Rev. E - Stat. Physics, Plasmas, Fluids, Relat. Interdiscip. Top.*, vol. 54, no. 6, pp. 6681–6684, 1996.
- [31] H. Tanabe, K. Fujii, and M. Kouzaki, "Intermittent muscle activity in the feedback loop of postural control system during natural quiet standing," *Sci. Rep.*, vol. 7, no. 1, pp. 1–21, 2017.
- [32] A. Dutt-Mazumder, T. J. Rand, M. Mukherjee, and K. M. Newell, "Scaling oscillatory platform frequency reveals recurrence of intermittent postural attractor states," *Sci. Rep.*, vol. 8, no. 1,

- [49] M. O'Sullivan, C. Blake, C. Cunningham, G. Boyle, and C. Finucane, "Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers.," *Age Ageing*, vol. 38, no. 3, pp. 308–13, May 2009.
- [50] W. R. Ashby and J. R. Pierce, "An introduction to cybernetics," *Phys. Today*, vol. 10, no. 7, pp. 34–36, 1957.
- strangeness of strange attractors," *Phys. D Nonlinear Phenom.*, vol. 9, no. 1–2, pp. 189–208, Oct. 1983.
- [48] D. S. Marigold and A. E. Patla, "Strategies for Dynamic Stability During Locomotion on a Slippery Surface: Effects of Prior Experience and Knowledge," *J. Neurophysiol.*, vol. 88, no. 1, pp. 339–353, 2002.