

Detection of EEG Dynamic Pattern Variations based on Stretching-Folding Space Transportation (SFST) in Autism Spectrum Disorder

Gh. Sadeghi Bajestani^{1*}, A. Monzavi², M. R. Hashemi Golpayegani³, F. Ashraf Zadeh⁴

¹Assistant Professor, Research Center for Computational Cognitive Neuroscience, System & Cybernetic Laboratory, Imam Reza International University, Mashhad, Iran

²PhD Student, Biomedical Engineering Department, Shahed University, Tehran, Iran

³Professor, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

⁴Professor, Pediatrics Neurology Division, Ghaem Hospital, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

Receipt in the Online Submission System: 17 January 2018, Received in Revised Form: 8 March 2018, Accepted: 17 March 2018

Abstract

Autism spectrum disorder (ASD) is a common disorder among children which despite painstakingly effort, it is not yet possible to be precisely detected using paraclinical methods. On the other hand, early detection, before 18th month, has pivotal role in treatment procedure. In this study, we present a method for early diagnosis of ASD based on the qualitative analysis of the Electroencephalogram (EEG) signal. We develop a new domain for quantifying the quality of interaction is present. We name it 'stretching – folding space' (SFS). This domain is based on cybernetics, holistic and information-based analysis approaches. Therefore, it provides a non-deterministic approach to the biosignals. We collected data from 60 normal and 60 children with ASD in the range of 3-10 years old. We extracted features from the data in the SFS domain. The design of the study is self-controlled, meaning that each child serves as his/her own control. Each subject in the study watched a cartoon with and without sound, and the EEG signals were recorded. Statistical tests are applied on the extracted qualitative features in the SFS domain. The difference between the features of the data for each group (normal and ASD) was extracted, and the difference were compared between the groups. The results indicate that there is a statistically significant difference between the SFS features of normal and autism children. We conclude that our proposed method can serve as a new signal processing tool for diagnosing autism.

Keywords: *Autism Spectrum Disorder, Stretching Folding Coefficient, Correlation Dimension, Trajectory, Phase Space*

***Corresponding Author**

Address: Research Center for Computational Cognitive Neuroscience, System & Cybernetic Laboratory, Imam Reza International University, P. O. Box: 91735-553, Mashhad, Iran
Tel: +98-51-38041 - 1168
Fax: +98-51-38426038
E-mail: g.sadeghi@imamreza.ac.ir

شناسایی تغییر الگوی دینامیک EEG در اختلال طیف اوتیسم مبتنی بر فضای قبض و بسط سیگنال

قاسم صادقی بجستانی^{۱*}، عباس منزوی^۲، سیدمحمد رضا هاشمی گلپایگانی^۳، فرح اشرفزاده^۴

^۱ استادیار، گروه مهندسی پزشکی، آزمایشگاه سیستم‌های سیبرنتیکی، دانشکده‌ی مهندسی، دانشگاه بین‌المللی امام رضا (ع)، مشهد
^۲ دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه شاهد، تهران
^۳ استاد، گروه بیوالکترونیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران
^۴ استاد، گروه مغز اطفال، بیمارستان قائم (عج)، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۶/۱۰/۲۷، بازنگری: ۱۳۹۶/۱۲/۱۷، پذیرش قطعی: ۱۳۹۶/۱۲/۲۶

چکیده

اختلال اوتیسم یا درخودماندگی ذهنی یکی از اختلالات رایج بین کودکان است که با وجود تلاش‌های بسیار، هنوز هم تشخیص دقیق آن با روش‌های پاراکلینیکی ممکن نیست، از طرف دیگر، تشخیص زودهنگام این اختلال قبل از ۱۸ ماهگی نقش به‌سزایی در اثر بخشی روش‌های درمانی بر این کودکان دارد. در این تحقیق، فضای جدیدی برای کمی‌سازی کیفیت تعاملات مغزی ارائه شده است که آن را فضای قبض و بسط (SFS) می‌نامیم، این فضا مبتنی بر نگرش سیبرنتیک، کل‌نگر و اطلاعاتی به سیگنال است. پس از انتقال سیگنال الکتروانسفالوگراف (EEG) به SFS برای ۶۰ کودک نرمال و ۶۰ کودک درخودمانده‌ی ذهنی در رنج سنی ۳ تا ۱۰ سال، با توجه به نگرش سیبرنتیک، در استخراج ویژگی نیز هر کودک با خودش در دو وضعیت مشاهده‌ی انیمیشن با صدا و بدون صدا مقایسه گردیده است و تفاوت تفاوت‌ها مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج اعمال آزمون‌های آماری حاکی از معناداری بسیار زیاد ($P\text{-Value}=1.4E-4$) ویژگی‌های کیفی استخراج شده در تشخیص تغییر الگوی سالم و درخودمانده‌ی ذهنی است.

کلید واژه‌ها: اختلال طیف درخودماندگی ذهنی، قبض و بسط سیگنال، بعد همبستگی، تراژکتوری، فضای فاز

*نویسنده مسئول

نشانی: مرکز تحقیقات علوم اعصاب محاسباتی، آزمایشگاه سیستم‌های سیبرنتیکی، دانشکده‌ی مهندسی، دانشگاه بین‌المللی امام رضا (ع)، کد پستی: ۹۱۷۳۵-۵۵۳

تلفن: ۳۸۰۴۱ (۵۱) +۹۸، داخلی: ۱۱۶۸

دورنگار: ۳۸۴۲۶۰۳۸ (۵۱) +۹۸

پست الکترونیکی: g.sadeghi@imamreza.ac.ir

۱- مقدمه

مروری بر کاربردهای مختلف پردازش سیگنال‌های مغزی نشان دهنده‌ی غنای بسیار بالای اطلاعات موجود در این سیگنال حیاتی است [۱]. اختلالات طیف درخودماندگی ذهنی^۱ شرایطی از تکامل عصبی است که با نقص در ارتباطات و تعاملات اجتماعی و وجود الگوهای تکراری در رفتار، علایق و فعالیت‌ها شناخته می‌شود، که به اختصار درخودماندگی ذهنی نامیده می‌شود. این نشانه‌های بالینی اغلب در دوران کودکی ظاهر می‌شود. مطالعات اپیدمیولوژیک اخیر، شیوع اختلالات طیف درخودماندگی ذهنی را یک نفر در هر ۶۸ کودک (یک نفر در هر ۴۲ پسر و یک نفر در هر ۱۸۹ دختر) برآورد می‌کند [۲]. با وجود تحقیق‌های گسترده، هنوز اختلاف نظرهای زیادی درباره‌ی مشخصات ریخت‌شناسانه^۲، عملکردی و عصب-شناسانه‌ی مغز مبتلایان به درخودماندگی ذهنی وجود دارد [۳]. و ریشه‌ی عصبی تغییرات رفتاری در ASD تا حد زیادی ناشناخته باقی مانده است. تکنیک‌های نروفیزیولوژیکال و تصویربرداری عصبی متعددی به منظور درک همبستگی میان عمل کرد مغز و رفتار مبتلایان به درخودماندگی ذهنی مورد استفاده قرار می‌گیرد. در میان آن‌ها، در حال حاضر الکتروانسفالوگرافی کمی^۳ مورد توجه ویژه‌ای قرار دارد، و علی‌رغم نتایج بعضاً متناقض، تحقیقات زیادی در این زمینه انجام شده است [۴]. بررسی مقالات نشان می‌دهد که روش‌های مختلفی برای تشخیص درخودماندگی ذهنی مبتنی بر الکتروانسفالوگراف^۴ مورد استفاده قرار گرفته است، که از آن جمله می‌توان به روش‌های چگالی طیف توان^۵، شباهت^۶ و یا عدم تقارن^۷ [۵]، عدم تقارن در طیف توان [۶]، معیار شباهت در یک باند به‌خصوص (برای مثال باند تتا) [۷]، معیار شباهت در چگالی طیف توان [۸]، چگالی طیف توان و نرخ مغز^۸ [۹]، چگالی طیف توان، معیار شباهت و ارتباط آن با AQ^۹ [۱۰]، ویولت در تشخیص صرع [۱۱]، چگالی طیف توان در STFT^{۱۰} و STFT-BW^{۱۱} [۱۲]، تحلیل هم‌زمانی فازی در باندهای فرکانسی [۱۳]، تحلیل چندبعدی آنتروپی بعد فرکتال [۱۴] و روش‌های دیگر اشاره کرد. وجه مشترک تمام روش‌های ذکر شده، توجه آن‌ها به انرژی و نگرش مبتنی بر جزءنگری می‌باشد،

به عبارت دیگر در مدل‌سازی‌های معمول، مقادیر دامنه و یا تغییرات آن در حوزه‌ی زمان، حوزه‌ی فرکانس و یا هر دو حوزه به‌طور هم‌زمان (زمان - فرکانس) جهت شناسایی و مدل کردن سیستم‌ها به کار گرفته می‌شود. از آن جایی که دامنه و تغییرات آن بیان‌گر تغییر در انرژی سیستم است، چنین مدل‌هایی را می‌توان مدل‌های انرژی نامید، و نقطه‌ی مقابل مدل‌های انرژی، مدل‌های اطلاعاتی نامیده می‌شوند. لازم به ذکر است که در پژوهش‌های اخیر توجه خاصی به دینامیک غیرخطی و بررسی پیچیدگی در تحلیل اختلال درخودماندگی ذهنی شده است، که در برخی مقاله‌ها از افام‌آرای^{۱۲} استفاده شده [۱۵]، و در مقاله‌هایی نیز که هدف از پردازش و استخراج ویژگی، پیچیدگی سیگنال EEG بوده است، به سمت آنتروپی در انواع مختلف آن رفته و از همان معادلات شنون استفاده کرده‌اند، که شنون به معنی نگاه احتمالاتی به سیگنال می‌باشد [۱۶]. در تحقیق‌های دیگری به بررسی احساسات در سیگنال مغزی با استفاده از معیارهایی مانند کوهرنس، لیاپانوف و بعد فرکتال پرداخته شده است، که می‌تواند در صد ASD مورد استفاده قرار گیرد [۱۷]، [۱۸]. در توضیح این مطلب می‌توان بیان کرد که روش‌هایی که در پردازش سیگنال‌های زیستی مورد استفاده قرار می‌گیرند، از ابتدا برای پردازش سیگنال‌های زیستی ابداع نشده‌اند، بلکه روش‌هایی هستند که برای پردازش سیگنال‌های غیرزیستی در علوم مختلف از جمله مخابرات و کنترل مورد استفاده قرار می‌گرفتند (مانند تئوری شنون که اولین بار برای کانال مخابراتی ابداع گردید [۱۹]، [۲۰]).

می‌توان تقسیم‌بندی‌های مختلفی را برای انواع روش‌های پردازش سیگنال بیان کرد. یکی از رایج‌ترین دسته‌بندی‌ها، تقسیم روش‌های پردازش به دو گروه پردازش خطی و غیرخطی می‌باشد. این تقسیم‌بندی به صادق بودن اصل جمع آثار اشاره دارد. با تقسیم‌بندی روش‌ها به دو دسته‌ی خطی و غیرخطی روش‌های پردازش متفاوتی پیش روی محققان قرار داده می‌شود [۲۱-۲۴]. اما می‌توان تقسیم‌بندی اساسی‌تری نیز انجام داد، که نه بر اساس یک خاصیت از خواص متعدد سیستم، بلکه بر اساس نگرش علمی و جهان‌بینی محقق باشد. انواع نگرش‌های علمی به سه دسته تقسیم‌بندی می‌شوند: (۱) تعیین‌گرا^{۱۳}، (۲) مبتنی

^۴Brain Rate^۵Autism Spectrum Quotient^۶Short Time Fourier Transform^۷Short Time Fourier Transform Band Width^۸ Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI)^۹Determinism^۱Autism Spectrum Disorder (ASD)^۲Morphological^۳Quantitative Electro Encephalography (QEEG)^۴Electroencephalography (EEG)^۵Power Spectral Density (PSD)^۶Coherence^۷Asymmetry

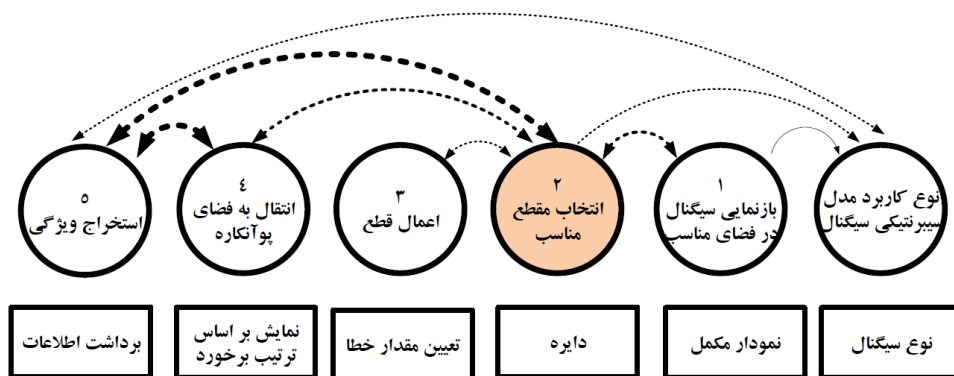
بوده، که در توضیح هر مرحله، به این موارد اشاره خواهد شد. سه روش کلی برای اعمال قطع پوآنکاره وجود دارد که عبارتند از: (۱) نمونه برداری زمانی، (۲) نمونه برداری مرتبط با رویدادی خاص، و (۳) روش هندسی [۲۶، ۲۵].

نمونه برداری زمانی، که قطع پوآنکاره‌ی استروبوکسکپی نیز نامیده می‌شود [۲۷]، بیش‌تر در مطالعه‌ی رفتار سیستم‌های غیر خودتحریک با یک ورودی متناوب به کار گرفته می‌شود. استروبوکسکپی در حالی به عنوان منشا ایده‌ی پوآنکاره شناخته می‌شود، که نقطه‌ی قوت قطع پوآنکاره، برخورد هندسی با تراژکتوری‌ها در عین بی‌توجهی به زمان نمونه برداری است. روش دوم، نمونه برداری مرتبط با رویدادی خاص، بیش‌تر به آشکارسازی پیک‌ها می‌پردازد، که نمونه‌ی متداول آن فاصله‌ی زمانی بین دو ضربان متوالی قلب^۴ می‌باشد. روش سوم، یا همان قطع هندسی، یک روش کلی است و اختصاص به کاربردی خاص ندارد. روش استفاده شده در این تحقیق روش قطع پوآنکاره هندسی است که در ادامه به بررسی آن خواهیم پرداخت.

بر آمار و احتمالات^۱، و (۳) مبتنی بر اطلاعات^۲؛ که در این تحقیق، از روش نگرش مبتنی بر اطلاعات استفاده شده است. در ادامه، در بخش دوم به تعریف مدل‌های اطلاعاتی و اصول طراحی آن‌ها پرداخته می‌شود، سپس در بخش سوم، فضای جدیدی معرفی خواهد شد که آن را فضای قبض و بسط سیگنال (SFS) می‌نامیم، و در نهایت، در بخش چهارم به کمک SFS به تشخیص تغییر الگوی سیگنال EEG در کودکان مبتلا به اختلال در خودماندگی ذهنی خواهیم پرداخت.

۲- مواد و روش‌ها

در این تحقیق روش اصلی در استخراج اطلاعات از سیگنال، قطع پوآنکاره^۳ می‌باشد. به طور کلی، اعمال قطع پوآنکاره با هدف مدل‌سازی سیگنالی (و نه کنترل سیستمی)، در پنج مرحله قابل انجام است، که این مراحل عبارتند از: بازنمایی در فضای مناسب، انتخاب مقطع مناسب، اعمال قطع، انتقال به فضای پوآنکاره و استخراج ویژگی (شکل ۱).^۱ به دلیل تنوع موجود، روش به کار گرفته شده در کاربردهای مختلف، در برخی از موارد فاقد یکی یا تعدادی از این مراحل



شکل (۱) - مراحل مدل‌سازی سیبرنتیکی (دایره‌ها)، جزئیات هر مرحله در تحقیق (مستطیل‌ها)، و ارتباط مراحل (خط‌چین)

تراژکتوری‌ها برابر خواهد بود). بنابراین، لازم است تراژکتوری‌ها در فضایی مناسب (با بعدی بیش‌تر از مقطع) بازنمایی شوند. در مسائل مدل‌سازی سیگنالی تنها امکان ثبت سیگنال به عنوان خروجی سیستم وجود دارد، و از قانون تعاملات و متغیرهای مستقل و وابسته‌ی سیستم و یا به‌طور خلاصه از فرمول سیستم اطلاعاتی در دست نیست. در این گروه از مسائل، تنها سری زمانی ثبت می‌شود. به عنوان مثال، می‌توان به ثبت چند کاناله‌ی یک سیگنال زیستی مانند EEG، ECG، PPG و غیره اشاره کرد. راه حل‌های مختلفی به منظور بازنمایی با هدف مدل‌سازی سیستم

۲-۱- مراحل پنج‌گانه‌ی مدل‌سازی اطلاعاتی

۲-۱-۱- بازنمایی در فضایی مناسب

در مراحل پنج‌گانه‌ی قطع پوآنکاره، مرحله‌ی اول بازنمایی در فضای مناسب است. نقاط حاصل از قطع، ممکن است یک منحنی (در حالت معمول خط راست)، یک صفحه، یک فضای سه‌بعدی و یا موارد دیگر باشد. اعمال قطع پوآنکاره، حداقل منجر به کاهش یک بعدی فضا می‌شود (به طور دقیق‌تر می‌توان گفت این کاهش بعد، با اختلاف بعد مقطع و

^۱Poincare Section

^۲R-R Interval (Beat to Beat Interval)

^۳Stochastic

^۴Information

عملی، سیگنال در ۲ یا ۳ بعد نمایش داده می‌شود [۳۵، ۳۶]. در حقیقت، بعد بازسازی تخمین زده شده، بدون استفاده رها می‌شود [۳۷]. نکته‌ی قابل تامل دیگر این است که در فضای بازسازی شده، محدوده‌ی تمام متغیرها همان محدوده‌ی متغیر مورد استفاده به منظور بازسازی می‌باشد. در [۳۸] نمایشی از EEG در دو بعد و با تاخیرهای بازسازی مختلف نمایش داده شده است. بنا به دلایل گفته شده، اگرچه بیش‌تر تحقیق‌ها، بازسازی فضای فاز را به عنوان پایه‌ی تئوریک روش حل مساله بیان می‌کنند، اما در عمل از این شیوه پیروی نمی‌کنند.

۲-۱-۲- انتخاب مقطع مناسب

پس از بازنمایی در فضای مناسب، بایستی مقطع مناسب انتخاب گردد. این مرحله از اهمیت فراوانی برخوردار بوده و می‌توان معیارهای متعددی به منظور انتخاب مقطع مناسب تعیین نمود، که البته به نوع کاربرد مدل اطلاعاتی سیگنال وابسته است. چنانچه هدف تعیین نوع دینامیک سیستم، پریودیک یا آشوب‌گونه باشد، زمانی مقطع پوآنکاره به درستی انتخاب شده است که تمام حلقه‌های تراژکتوری را قطع کند [۳۹]. در واقع در این سری از مسائل هر نقطه‌ی قطع، نماینده‌ی یک اوربیت از تراژکتوری ترسیم شده خواهد بود. اگر تعداد این نقاط تنها یکی باشد، رفتار را پریود ۱ می‌گویند. در این حالت، نقطه‌ی کار سیستم می‌تواند همان نقطه‌ی قطع بر روی مقطع باشد (حالت خاص) یا این تراژکتوری در هر دور گردش از همان نقطه عبور خواهد کرد. با افزایش نقاط قطع، پریود سیستم ۲، ۳ و .. برابر خواهد شد. این تفسیر درباره‌ی رفتار یک سیستم بر اساس قطع پوآنکاره زمانی صادق است که فضای بازنمایی از نوع اول، دوم و یا بازسازی فضای فاز توسعه‌یافته، و بدون تقلیل بعد بازسازی باشد. یعنی نباید برای بازسازی یک سری زمانی با بعد بازسازی ۳، از صفحه، و زمانی که بعد بازسازی بیش‌تر از ۳ باشد، از فضای سه‌بعدی استفاده کرد؛ زیرا در این صورت نمی‌توان مطمئن بود که تراژکتوری خودش را در نقاط قطعی که تکرار می‌شوند، قطع کرده است. علاوه بر این، زمان غیرصریح است و نقاط قطع تنها یک توالی زمانی دارند؛ و مدت زمانی که بین هر دو نقطه‌ی قطع متوالی طول می‌کشد، با فاصله‌ی زمانی بین نقاط دیگر یک‌سان نیست. نمونه‌ی قابل تصور این تغییر فاصله، RRI می‌باشد، که با وجود این که فاصله‌ی زمانی بین دو پیک متوالی R است، در هر بار تقاطع تغییر کرده و HRV را پدید می‌آورد. با استفاده از فضای فاز و نتایج قطع پوآنکاره، تنها می‌توان از ترتیب زمانی

با استفاده از سیگنال وجود دارد، که رایج‌ترین آن‌ها عبارتند از: بازسازی فضای فاز توسعه‌یافته، نمایش صفحه‌ی فاز بر اساس تفاضلات یک متغیر پایه و نسبی‌نگری، که در این تحقیق از راه حل نسبی‌نگری استفاده شده است.

بازسازی فضای فاز توسعه‌یافته

طبق نظریه‌ی تیکنز، اگر سری زمانی مربوط به یکی از خروجی‌های دستگاه معادلات دیفرانسیل در اختیار باشد، می‌توان با استفاده از آن فضای حالتی با بعد بیش از دو برابر فضای حالت اصلی و خواص پایه‌ی یک‌سان را بازسازی کرد [۲۸]. این خواص پایه شامل بعد، نمای لیپانوف و آنتروپی می‌باشد [۲۹].

ایده‌ی اصلی در بازسازی فضای فاز و مطالعه‌ی دینامیک سیستم آن است که نمونه‌ی فعلی در سری زمانی از روی نمونه‌ی قبلی به دست می‌آید و سری زمانی از یک معادله‌ی دیفرانسیل یا یک نگاشت بازگشتی پیروی می‌کند [۳۰]. درحالی که استفاده از مدل‌ها و روش‌های پردازشی تصادفی به دلیل غیرعالی بودن سیستم‌های زیستی رواج بسیاری یافته‌است، استفاده از قضیه‌ی تیکنز در بازسازی فضای فاز نیازمند پیش‌فرض معین^۱ و تغییر ناپذیر بودن^۲ سیستم‌های زیستی است. [۳۱]

به منظور بازسازی فضای فاز اطلاع از بعد فضای اصلی (m) و مقدار تاخیر (T) ضروری است، که باید تخمین زده شوند. نکته‌ی قابل ملاحظه آن است که برای تخمین مقدار تاخیر و بعد بازسازی، بیش از یک روش وجود دارد. به عنوان مثال مقدار تاخیر هم از طریق خودهمبستگی و هم اطلاعات متقابل تخمین زده می‌شود [۳۲]. برای تخمین بعد، روش‌های هاپوچی [۲۱] و نزدیک‌ترین همسایه‌ی اشتباه [۱۵، ۱۶]، دو روش متداول هستند. نکته‌ی قابل تامل این است که خودهمبستگی یا اطلاعات متقابل در حوزه‌ی سیگنال‌های تصادفی تعریف می‌شوند و کاربرد آن‌ها در تخمین با استفاده از سیگنال‌های دینامیک، که متغیرها در هر لحظه از روی مقادیر قبلی با یک فرمول معین به دست می‌آیند، قابل تامل است [۳۳، ۳۴]. این در حالی است که بازسازی فضای فاز نیازمند در نظر گرفتن فرض‌هایی است که صحت آن‌ها هنوز اثبات نشده است.

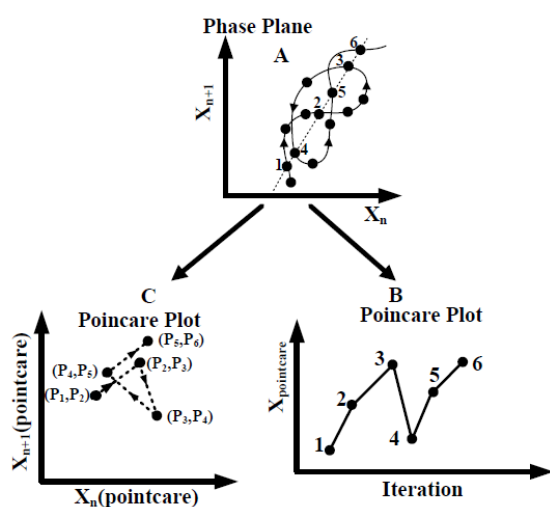
فضای فاز بازسازی شده، به زمان تاخیر (T) و بعد بازسازی (m) حساس است، در حالی که مقادیر تخمین زده شده به روش‌های مختلف از اختلاف قابل توجهی برخوردار هستند. هم‌چنین در بیش‌تر مواقع، بعد تخمین زده شده بیش‌تر از ۳ بوده و به دلایل

^۱Time Invariant^۲Deterministic

ندارد. برای مثال در شکل (۲) یک تراژکتوری در صفحه‌ی فاز ترسیم شده است و قطع پوانکاره خط نقطه چین در نظر گرفته شده است؛ نقاط برخورد تراژکتوری به ترتیب برخورد شماره گذاری شده‌اند و همان‌طور که مشاهده می‌شود چون نگاه هندسی است، اگر فقط نمودار پوانکاره را داشته باشیم، امکان پیدا کردن اندیس زمانی ممکن نیست، زیرا نمی‌دانیم بین دو نقطه‌ی برخورد چند نقطه در فضای فاز وجود داشته است.

(۲) در صفحه‌ی پوانکاره نسبت به صفحه‌ی فاز، یک متغیر کم‌تر داریم، یعنی مثلا اگر در صفحه‌ی فاز دو متغیر داشته باشیم در صفحه‌ی پوانکاره یک متغیر داریم (یک بعد کمتر).

سوال این است که از نقاط برخورد صفحه‌ی فاز چه چیزی را به صفحه‌ی پوانکاره بیاوریم؟ برخی فاصله‌ی هر نقطه تا مبدا را ترجیح می‌دهند ($r = \sqrt{x_n^2 + x_{n+1}^2}$)، و برخی فاز هر نقطه را در نظر می‌گیرند ($\theta = \tan^{-1}(x_{n+1}/x_n)$) [۴۲]. اما با توجه به هدف کاهش بعد، هیچ کدام از موارد فوق منجر به کاهش بعد نخواهد شد، پس چه چیزی را بایستی به فضای پوانکاره ببریم؟ جواب آن است که کافی است تنها محور افقی یا عمودی را به صفحه‌ی پوانکاره ببریم، یعنی مثلا فقط X را و چون این دو در دو بعد با خطی به معادله‌ی $y = \alpha x + \beta$ (معادله‌ی مقطع پوانکاره) به هم مرتبط می‌شوند، لزوما دست‌رسی به Y از طریق خط ممکن است و بدون از دست دادن اطلاعات، یک بعد از صفحه‌ی فاز کم شده است. در شکل (۱) دو نوع صفحه‌ی پوانکاره ترسیم شده است؛ یکی بر حسب ترتیب نقاط برخورد و دیگری با برداشتن فقط متغیر X از نقاط برخورد، و ترسیم نسبی نقاط برخورد بر حسب هم است.



شکل (۲) - دو روش انتقال از فضای بازسازی شده به فضای پوانکاره. A. فضای بازسازی شده، B. فضای پوانکاره بر اساس توالی برخورد، و C. فضای پوانکاره بر اساس نسبی‌نگری

نقاط مطلع شد و نمی‌توان در مورد فاصله‌ی زمانی بین نقاط اظهار نظر نمود [۴۰].

در مدل اطلاعاتی، در هر یک از روش‌های بازسازی فضای فاز، نوع مقطع، با توجه به نوع بازسازی و نوع کاربرد مدل اطلاعاتی سیگنال، متفاوت است (شکل (۱۱)). اگر از بازنمایی نسبی‌نگری استفاده شود مقطع خط (خط راست و یا منحنی)، و اگر از روش بازنمایی مکمل و یا مکمل توسعه‌یافته استفاده شود مقطع دایره با مرکز مبدا (و یا حتی یک منحنی بسته) مناسب می‌باشد. به باور ما، در انتخاب مقطع، نوع سوال پرسیده شده از دینامیک سیستم، مشخص می‌گردد و هر چه سوال فنی‌تر باشد، پاسخ، زوایای بیش‌تری از دینامیک را نمایان خواهد نمود. اما مقطع مناسب چه مقطعی است؟ پاسخ، دو نکته‌ی متناقض است، یعنی مقطعی مناسب است که اولاً تعداد نقاط برخورد بیش‌تری داشته باشد و دوم آن‌که در محلی قرار گیرد که بیش‌ترین بسط سیگنال رخ داده است. در واقع بایستی بین تعداد برخورد و بسط یک مصالحه ایجاد نمود و این دو مانند پایداری و انعطاف‌پذیری سیستم هستند، و به عبارت دیگر، گاز و ترمز طراحی مدل اطلاعاتی می‌باشند.

۲-۱-۳- اعمال قطع پوانکاره

پس از بازنمایی و انتخاب مقطع، نوبت به اعمال قطع پوانکاره می‌رسد. فرض کنید محور افقی بازنمایی را محور X و محور عمودی آن را Y نامیده باشیم و معادله‌ی مقطع نیز $y = f(x)$ باشد، در این صورت در مرحله‌ی اعمال قطع، بایستی نقاطی را برداشت نمود که در آن‌ها $Y \approx f(X)$ باشد، و معنای \approx ، تساوی با خطای (یا شعاع) ϵ است. توجه داشته باشید که چون امکان این‌که معادله‌ی مقطع دقیقاً در بازنمایی صدق کند کم بوده و برداشت نقاط بسیار محدود خواهد شد. در این تحقیق خطای قطع، مقدار $0.1/0$ در نظر گرفته شده است و بنابراین خطای قطع پوانکاره 0.1% خواهد بود.

۲-۱-۴- انتقال به فضای پوانکاره

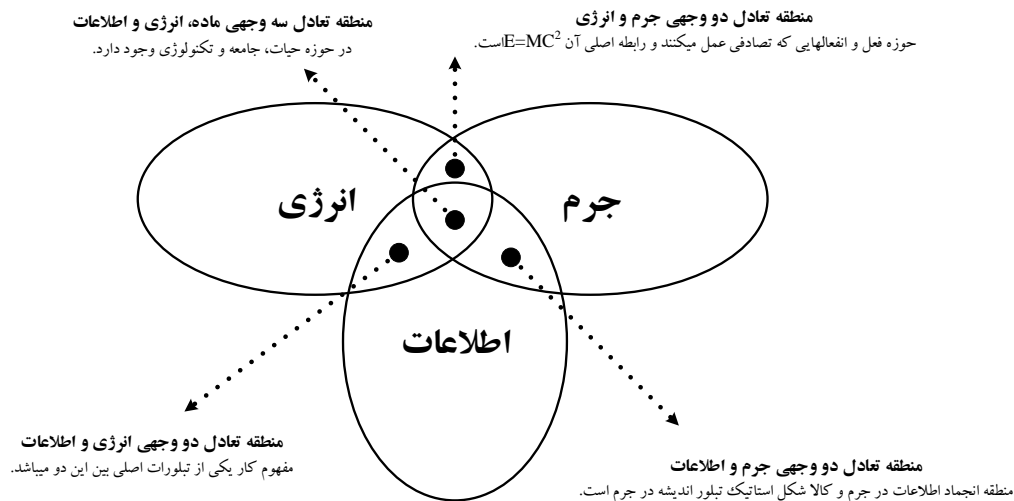
در این مرحله، نقاط برداشت شده از فضای بازسازی شده به فضای پوانکاره (فضای اطلاعات) منتقل می‌شوند. دو تفاوت عمده بین صفحه‌ی فاز (نسبی‌نگری) و صفحه‌ی پوانکاره عبارت است از:

(۱) در صفحه‌ی فاز، زمان وجود دارد ولی دیده نمی‌شود، اما در صفحه‌ی پوانکاره اصولاً زمان وجود ندارد، و نقاط بر اساس هندسه چیده شده‌اند. به عبارت دیگر، از صفحه‌ی پوانکاره حتی با دانستن ترتیب نقاط برخورد، امکان استخراج زمان وجود

و ... باشند. در این تحقیق تعداد نقاط برخورد به عنوان ویژگی کیفی برای تفکیک استفاده شده است.

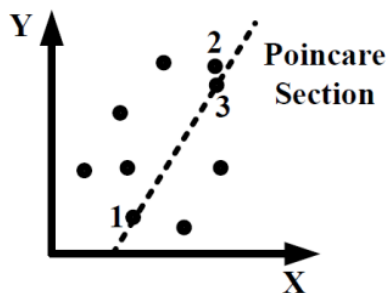
۲-۱-۶- برهان حضور اطلاعات در نقاط قطع پوانکاره

ارکان سیستم ماده، انرژی و اطلاعات هستند. تعامل ماده و انرژی از رابطه $E = mc^2$ به دست می‌آید. تعامل اطلاعات و انرژی، کار بوده و تعامل اطلاعات و ماده، تولید است (شکل ۳).



شکل (۳) - ارکان یک سیستم سه وجهی

بوده و هنگامی که پردازش، مستقل از انرژی شد، آن گاه این پردازش اطلاعاتی است.



شکل (۴) - برهان حضور اطلاعات در نقاط قطع پوانکاره

۲-۲- روش جدید بررسی قبض و بسط مبتنی بر

سیگنال

قبض و بسط^۱ یکی از مشخصه‌های اصلی سیستم‌های سیبرنتیکی و سیستم‌های مبتنی بر اطلاعات است و نشان دهنده تغییر^۲ در سیستم می‌باشد، که این همان مفهوم اطلاعات است، که "اطلاعات تفاوتی است که منجر به تفاوت گردد" [۴۳].

۲-۱-۵- استخراج ویژگی

اساس مدل اطلاعاتی بر اطلاعات است، لذا بایستی کلیه ویژگی‌های استخراج شده در این مرحله نیز مبتنی بر اطلاعات باشند. استخراج ویژگی، همان‌طور که در شکل (۱۱) نشان داده شده است، با توجه به نوع کاربرد مدل اطلاعاتی سیگنال و مقطع انتخاب شده و فضای پوانکاره صورت می‌گیرد. این ویژگی‌ها بسته به کاربرد می‌توانند تعداد نقاط برخورد، فاز نقاط برخورد

روش‌های معمول بر اساس دامنه کار می‌کنند و تغییرات دامنه منجر به تغییرات انرژی سیستم می‌گردد. در این روش‌ها استخراج اطلاعات به روش انرژی صورت می‌گیرد. حال چه هنگام می‌توان گفت که این اطلاعات واقعی و خالص هستند؟ زمانی که اطلاعات در انرژی نباشد، یعنی اگر انرژی تغییر کرد، اطلاعات تغییر نکنند. به بیان بهتر، انرژی‌های مختلف اطلاعات یکسان داشته و اطلاعات مختلف انرژی‌های یکسان داشته باشند. در این صورت، دیگر این امر پردازش انرژی نبوده و یک پردازش اطلاعاتی می‌باشد. همان‌طور که در شکل (۴) دیده می‌شود، نقاط ۱ و ۳ از نظر انرژی تفاوت زیادی با هم دارند، اما چون روی قطع پوانکاره قرار گرفته‌اند، دارای اطلاعات یکسانی هستند و بنابراین انتخاب می‌شوند (انرژی متفاوت و اطلاعات یکسان). اما نقطه‌ی ۲ که از نظر انرژی خیلی نزدیک به نقطه‌ی ۳ است، به دلیل این‌که از نظر اطلاعات متفاوت است، در برداشت ما از نقاط قرار نگرفته است (انرژی یکسان و اطلاعات متفاوت). لذا به دو دلیل فوق، قطع پوانکاره مستقل از انرژی

^۱Variation

^۲Stretching and Folding

داخل فضای فاز تعیین شده، و جمع همبستگی با استفاده از رابطه‌ی (۱) محاسبه می‌شود:

$$C_m(r) = \frac{2}{(N-m+1)(N-m-w+1)} \sum_{j=m}^N \sum_{k=j-w}^k \theta(r - \bar{X}_i - \bar{X}_j) \quad (1)$$

برای بردار بازسازی شده‌ی فضای فاز، r شعاع همسایگی اطراف X_i بوده و تابع θ به صورت رابطه‌ی (۲) تعریف می‌شود:

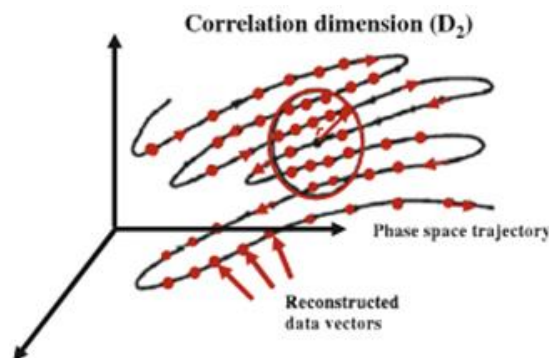
$$\theta(x) = \begin{cases} 0, & x \leq 0 \\ 1, & x \geq 0 \end{cases} \quad (2)$$

این الگوریتم، روش شمارش کره^۵ نیز نامیده می‌شود [۴۸]. همان‌گونه که گفته شد، بین $C_m(r)$ و ناحیه‌ی مقیاس، رابطه‌ی قانونی نمایی، برقرار است ($C_m(r) \approx r^D$). بنابراین پس از محاسبه‌ی جمع همبستگی، اولین قدم رسم نمودار $\log_2(C_m(r))$ بر حسب $\log_2(r)$ به ازای مقادیر مختلف r می‌باشد. ناحیه‌ی از شعاع همسایگی که این منحنی در آن ثابت است، ناحیه‌ی مورد نظر خواهد بود. شناسایی درست محدوده‌ی مقیاس و تخمین شیب به صورت بهینه در این محدوده، از اهمیت ویژه‌ای در استدلال نهایی نتایج برخوردار است.

بعد همبستگی دارای کاربردهای مختلفی است که از آن جمله می‌توان به کاربرد آن در تحلیل سیگنال EEG [۴۹]، نوسان وضعیت ایستادن انسان [۵۰]، تشخیص خستگی راننده [۵۱] و موارد دیگر اشاره کرد، اما علی‌رغم استراتژی مناسب در بعد همبستگی، دو مورد مانع از حصول نتیجه‌ی مطلوب می‌گردد: (۱) میانگین‌گیری، و (۲) عدم توجه به قبض و بسط (و صرفاً توجه به پراکندگی نقاط). اما ویژگی متمایز کننده‌ی بعد همبستگی نسبت به سایر روش‌ها، شمارش رخداد به جای اندازه‌گیری آن و ناحیه‌ی مقیاس است.

در این تحقیق، فضای جدیدی به نام فضای قبض و بسط سیگنال معرفی گردیده است و در این تبدیل، تبدیل به فضای قبض و بسط^۶ (SFST)، در فضای قبض و بسط، از خصوصیت بسیار مهم بعد همبستگی، یعنی شمارش تعداد نقاط، استفاده شده است؛ اما عیب عمده‌ی عدم توجه به قبض و بسط، و انتخاب نقاط بدون توجه به تراژکتوری در فضای فاز، رفع شده است، و به کمک ابزار قطع پوانکاره و اصول مدل‌سازی اطلاعاتی به جای صرفاً انتخاب نقاط درون دایره، بدون توجه به تراژکتوری (شکل ۵) (۵)، نقاطی برداشته می‌شوند که روی اربیت‌های

نقطه‌ی تمایز سیگنال آشوبی از سایر سیگنال‌ها در قبض و بسط سیگنال است، که ناشی از تعاملات بین اجزای آن می‌باشد. به عبارت دیگر، این قبض و بسط‌های مکرر است که منجر به خودهمانی^۱ می‌گردد [۴۴]. علت بسیاری از پدیده‌های عالم واقع، قبض و بسط یا همان تغییر است، و می‌توان از آن به عنوان مشخصه‌ی سیگنال آشوبی یاد کرد، که در ادامه به بیان روش محاسبه‌ی آن خواهیم پرداخت. برخی از ابزارهای شناسایی و کمی‌سازی آشوب عبارتند از نمای لیاپانوف، بعد فرکتال، بعد همبستگی [۱۹، ۴۵]. با توجه به مشکلات نمای لیاپانوف در مفهوم و بعد فرکتال در کاربرد، بهترین معیار در دسترس، بعد همبستگی است. یکی از الگوریتم‌های معروف در محاسبه‌ی بعد همبستگی، الگوریتم گراسبرگر^۲ و پروکاسیا^۳ می‌باشد [۴۶، ۴۷]. در این الگوریتم محاسبه‌ی بعد همبستگی بر مبنای محاسبه‌ی جمع همبستگی است. به منظور محاسبه‌ی جمع همبستگی، همان‌طور که در شکل (۵) مشاهده می‌شود، ابر کره‌ای به شعاع r اطراف هر نقطه‌ی بازسازی شده در نظر گرفته می‌شود و میانگین تعداد نقاط بازسازی شده‌ی داخل این ابر کره، $C_m(r)$ ، شمرده، و سپس منحنی $\log_2(C_m(r))$ بر حسب $\log_2(r)$ رسم می‌شود. مشاهده می‌شود که این منحنی در محدوده‌ای از شعاع همسایگی به نام ناحیه‌ی مقیاس^۴ تقریباً خطی است. شیب این قسمت خطی، تقریبی از بعد همبستگی خواهد بود.



شکل (۵) - نمایشی از محاسبه‌ی جمع همبستگی [۴۴]

از لحاظ تئوری، روند الگوریتم به این صورت است که در مرحله‌ی اول، بستر جذب سری زمانی را با بعد فضا سازی مناسب (m) و با تاخیر مناسب (T) بازسازی شده، بردارهای فضای فاز $X(i)$ به دست می‌آید. سپس فاصله‌ی بین هر جفت از نقاط

^۱Scaling Region

^۲Sphere Counting

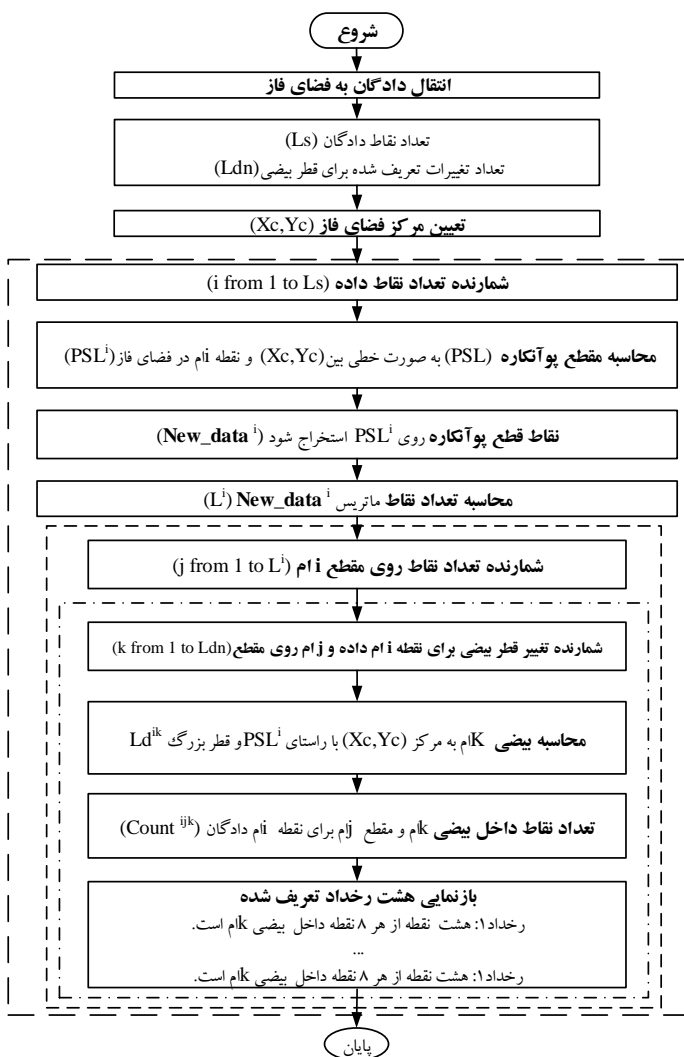
^۳Stretching Folding Space Transformation (SFST)

^۱Self Similarity

^۲Grassberger

^۳Proccacia

- ۳- اعمال بیضی به مرکز فضای فاز در مرحله ۱ و شمارش تعداد نقاط داخل بیضی (شکل ۸-الف، بیضی کوچک)
- ۴- افزایش قطر بزرگ بیضی مرحله ۳ با گام از پیش تعیین شده (شکل ۸-الف، بیضی خط چین)
- ۵- حذف نقاط قطع پوانکاره مرحله ۲ و تعیین مقطع جدید (گذرنده از مرکز و یکی دیگر از نقاط فضای فاز) و انجام مرحله ۳ و ۴ (در شکل ۸-ب، نقاط سیاه رنگ، نقاط حذف شده هستند)
- ۶- انجام مراحل ۲ تا ۵، تا زمانی که تمام نقاط حذف شوند.
- ۷- شهودی سازی محاسبات



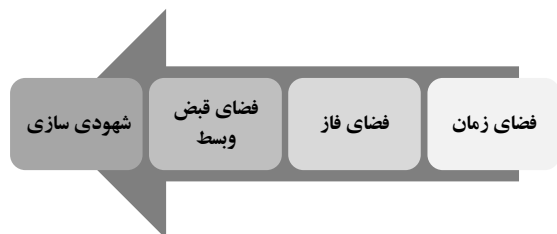
شکل (۷) - روندنمای SFST

۲-۳- شهودی سازی محاسبات SFST

روش شهودی سازی SFST بدین صورت است که در خروجی SFS نموداری رنگی تولید می گردد که بر سه پایه استوار است: (۱) محور افقی که نشان دهنده رخداد^۱ (E) است، (۲) محور

مختلف در فضای فاز هستند. بدین ترتیب می توان به جای توجه به پراکندگی نقاط، بر قبض و بسط سیگنال متمرکز گردید. عیب دوم بعد همبستگی (میانگین گیری) نیز در SFS رفع شده است. هنگام تغییر شعاع از فراوانی نسبی (تعداد نقاط قطع پوانکاره که در داخل منحنی بسته هستند، نسبت به کل نقاط واقع بر قطع) به جای میانگین گیری استفاده شده است، و در واقع هیستوگرام تعداد نقاط به دست آمده است.

در تبدیل SFST، کیفیت، همان دنبال نمودن رخدادها است، و کمیت، تعداد دفعاتی است که رخداد مورد نظر واقع شده است. روندنمای نمایش داده شده در شکل (۶) بیان گر مراحل استخراج SFS است. در واقع SFST شامل سه لایه اصلی می باشد، که در لایه اول تبدیل به فضای فاز صورت می گیرد. در این لایه، رفتار زمانی به هندسه تبدیل شده و استراتژی بر اساس هندسه تدوین می گردد، در لایه دوم، از قطع پوانکاره استفاده شده، و قبض و بسط سیگنال استخراج می گردد. در این لایه، به تعداد نقاط برخورد، زاویه نقاط برخورد و فاصله ی نقاط از هم، توجه ویژه ای داریم. در لایه سوم، قبض و بسطهای استخراج شده از لایه دوم، به رنگ تبدیل می شوند. این مرحله فارغ از میانگین و واریانس بوده و با توجه به فواصل نقاط از هم، تعداد و زاویه ی نقاط، از رنگها استفاده می گردد.



شکل (۶) - لایه های مختلف پردازش سیگنال به روش SFST

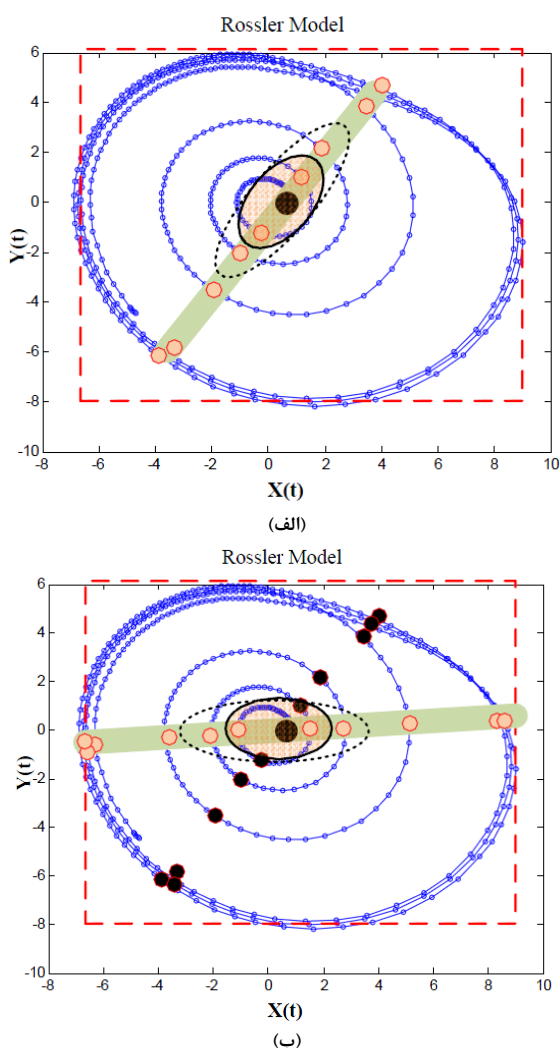
مراحل محاسبه ی SFST در روندنمای شکل (۷) نمایش داده شده است.

در شکل (۸) مراحل تبدیل SFST نمایش داده شده است. به طور خلاصه، الگوریتم SFST از ۷ مرحله تشکیل شده است که عبارتند از:

- ۱- تعیین محدوده ی و مرکز فضای فاز (شکل ۸-الف، خط چین قرمز رنگ و نقطه ی سیاه رنگ)
- ۲- تعیین مقطع پوانکاره (خط گذرنده از مرکز و یکی از نقاط فضای فاز) و به دست آوردن نقاط قطع پوانکاره. توجه شود مقطع پوانکاره نیز فازی در نظر گرفته شده است. (شکل ۸-الف، نوار سبز رنگ، مقطع پوانکاره، و نقاط صورتی رنگ همان نقط قطع پوانکاره هستند)

^۱Event

دامنه، بلکه از نظر کیفیت قبض و بسطها مقایسه کرد، و سیگنالی آشوبناکتر است که نوار قرمز رنگ در رخداد کوچکتری روی محور افقی، واقع گردد.



شکل (۸) - چگونگی ایجاد فضای قبض و بسط (دینامیک راسلر)

۲-۴-۲- ارزیابی فضای SFS

۲-۴-۲-۱- آشوب در معادلات راسلر

برای ارزیابی عمل کرد SFST، از معادلات راسلر که جزء معادلات فلو با درجه‌ی سه است، در وضعیت آشوب استفاده کردیم. این دینامیک به وسیله‌ی معادلات حالت زیر توصیف می‌شود:

$$\begin{cases} \frac{dx}{dt} = -y - z \\ \frac{dy}{dt} = x + az \\ \frac{dz}{dt} = b + z(x - c) \end{cases} \quad (3)$$

عمودی که تغییر قطر بیضی (D) را نمایش می‌دهد، و (۳) محتوای رنگی که تعداد وقوع رخدادها (C) در قطرهای مختلف بیضی می‌باشد. در واقع، کیفیت در محور افقی (یعنی رخدادهای تعریف شده) و کمیت در رنگ (یعنی تعداد دهنده‌ی زیاد بودن تعداد رخداد مفروض و رنگ آبی نشان دهنده‌ی کم بودن تعداد رخداد مفروض است.

همان‌طور که گفته شد، اعداد محور افقی نمایانگر رخدادهای تعریف شده هستند، که این رخدادها بر اساس آمار تعداد نقاط قطع پوانکاره که داخل بیضی هستند تعریف شده است. در این الگوریتم ۸ رخداد مختلف تعریف شده است.

رخدادها با اعداد یک تا هشت نمایش داده شده‌اند، رخداد اول به معنای آن است که از هر هشت نقطه‌ی قطع پوانکاره، یک نقطه داخل بیضی افتاده است (12.5%)، و رخداد دوم یعنی از هر هشت نقطه، دو نقطه داخل بیضی (25%) افتاده و به همین ترتیب رخدادهای سوم تا هشتم نیز تعریف شده‌اند.

اعداد محور عمودی، تغییر قطر بزرگ بیضی (در راستای مقطع فازی پوانکاره) را نشان می‌دهند. در این تحقیق برای محاسبه‌ی SFST، قطر بزرگ بیضی ۱۰۰۰۰ بار افزایش یافته است (به عنوان مثال محور عمودی شکل ۱۵).

تحلیل شهودی‌سازی محاسبات SFST بدین شرح است:

در محور افقی، رخداد ۴ محلی است که قبض و بسط با یکدیگر برابر هستند. به عبارت دیگر، از هر ۸ نقطه‌ی قطع، ۴ نقطه داخل بیضی بوده (۵۰٪)، و هر چه رخداد محور افقی از ۴ کم‌تر باشد بدین معنا است که بسط از قبض بیش‌تر است. به عنوان مثال، هنگامی که ناحیه‌ی قرمز رنگ روی نوار شماره‌ی یک (نوار اول رنگی) می‌افتد، بدان معناست که، با تغییر قطر بیضی، تعداد بیضی‌هایی که در آن‌ها یک نقطه از هشت نقطه‌ی قطع پوانکاره (۵/۱۲٪) داخل بیضی است، بیش‌تر هستند؛ و این یعنی بسط بیش‌تر از قبض صورت گرفته است. در مقابل، هرچه ناحیه‌ی قرمز رنگ به سمت اعداد بعد از ۴ و نزدیک ۸ برود، بدان معناست که قبض از بسط بیش‌تر است؛ هنگامی که ناحیه‌ی قرمز رنگ روی نوار رخداد هفت می‌افتد، بدان معناست که با قطر مفروض، تعداد بیضی‌هایی که هفت نقطه از هشت نقطه‌ی قطع پوانکاره (۵/۸۷٪) داخل بیضی باشد، بیش‌تر هستند، و این یعنی قبض بیش‌تر از بسط صورت گرفته است.

با این روش، به وسیله‌ی SFST علاوه بر تشخیص نوع سیگنال (پرودییک، آپرودییک، آشوب)، درجه‌ی آشوب‌ناکی سیگنال نیز قابل ارزیابی است، و می‌توان دو سیگنال آشوبی را نه از نظر

روش SFST یک بار روی متغیر X در معادله‌ی راسلر برای فضای بازسازی شده‌ی دو بعدی، و یک بار در فضای فاز و روی متغیرهای X و Y اعمال شده و نتایج در شکل (۹) آمده است. همان‌طور که در شکل (۹) مشاهده می‌شود، این الگوریتم، به‌خصوص در (شکل ۹-ب)، به خوبی توانسته است قبض و بسط سیگنال را تشخیص و نمایش دهد. نوار قرمز رنگ در شکل (۹-الف) در رخدادهای ۱ و ۲ اتفاق افتاده است (بسط بیش‌تر از قبض)، و رخدادهای ۶، ۷ و ۸، آبی هستند (قبض کم‌تر و بسط بیش‌تر)، که این منطقی بوده چرا که دینامیک آشوب‌گون باید دارای بسط بیش‌تری نسبت به قبض باشد.

ماتریس ژاکوبین معادله‌ی (۳) عبارت است از:

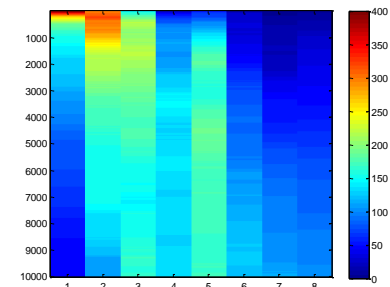
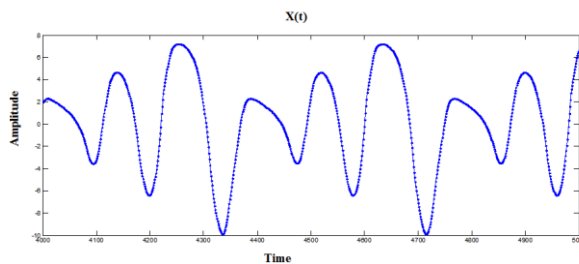
$$J = \begin{pmatrix} 0 & -1 & -1 \\ 1 & a & 0 \\ z & 0 & x-c \end{pmatrix} \quad (4)$$

و مقادیر ویژه‌ی ماتریس، از حل رابطه‌ی (۵) قابل محاسبه است [۲۲].

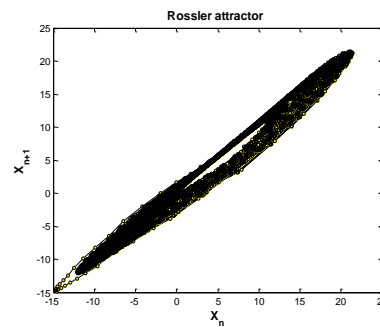
$$-\lambda^3 + \lambda^2 \times (a+x-c) + \lambda \times (a \times c - a \times x - 1 - z) + \dots \quad (5)$$

$$\dots x - c + a \times z = 0$$

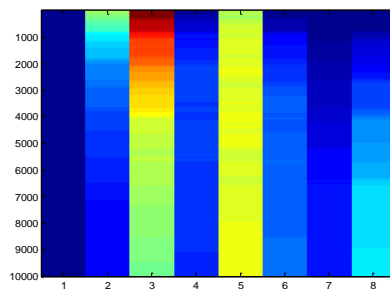
با فرض $a=b=1$ و $c=0$ ، این معادله دارای پاسخ آشوب می‌باشد [۵۲].



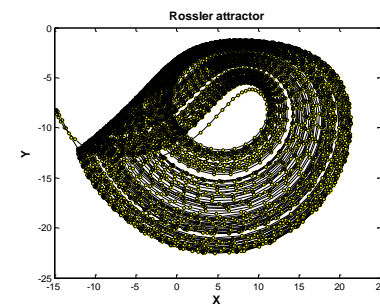
الف-۲



الف-۱



ب-۲



ب-۱

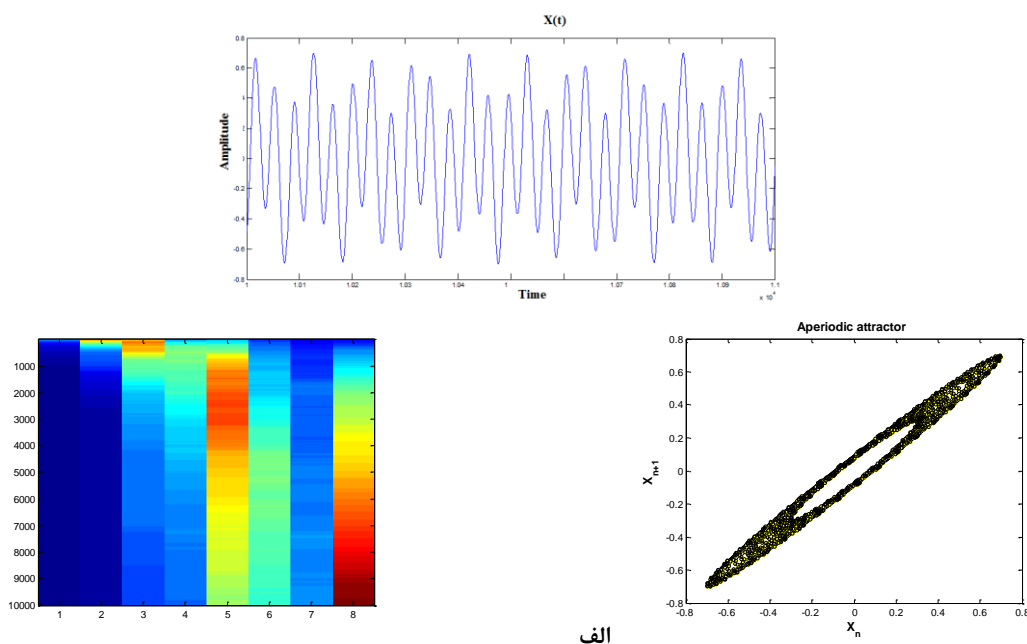
شکل (۹) - اعمال الگوریتم SFST بر سیستم راسلر الف-۱ در فضای بازسازی (X_n, X_{n+1}) ، الف-۲ اعمال SFST بر فضای بازسازی؛ ب-۱ در فضای فاز (X, Y) ، ب-۲ اعمال SFST بر فضای فاز

نتایج نشان دهنده‌ی آن است - که علیرغم شکل زمانی سیگنال، که قابل تفکیک از آشوب نمی‌باشد - تفکیک آن از آشوب با استفاده از SFST بسادگی ممکن است و نوار قرمز رنگ در رخداد ۸ اتفاق افتاده است و این رخداد همان قبض است. لذا SFST با استفاده از تفاوت سیگنالهای تصادفی و آشوب‌گون در قبض و بسط می‌تواند ملاک مناسبی برای تمایز آنها باشد.

۲-۴-۲- سیگنال آپریودیک

در شکل (۱۰)، روش SFST روی سیگنال آپریودیک با معادله‌ی (۶) اعمال شده است.

$$x(t) = 0.2 \times \sin(2\pi f_1 t) + 0.5 \times \sin(2\pi f_2 t) \quad (6)$$



شکل (۱۰) - اعمال الگوریتم SFS بر سیگنال آپریودیک، الف-۱ در فضای بازسازی (X_n) بر حسب (X_{n+1}) ، الف-۲ اعمال SFS بر فضای بازسازی، ب-۱ در فضای فاز (X) بر حسب (Y) ، ب-۲ اعمال SFS بر فضای فاز

مشهد، که حین خواب به مدت ۲ ساعت و با سیستم ۱۰-۲۰ ثبت شده است، (۲) دادگان ثبت شده در مرکز جامع توان بخشی و توانمندسازی روانی آر، که در بیداری و با سیستم ۱۰-۲۰ به صورت چشم‌باز و چشم‌بسته هر یک به مدت ۵ دقیقه، ثبت شده است، و (۳) دادگان ثبت شده در اتاق صدای مرکز اوتیسم نور هدایت مشهد، که به صورت دوکاناله و فقط روی کانال‌های C_3 و C_4 در سه وضعیت زمینه (۲ دقیقه)، انیمیشن با صدا (۵ دقیقه)، و همان انیمیشن بدون صدا (۵ دقیقه)، ثبت شده است. اتاق صدا، اتاقی اکوستیک، بدون نویزهای محیطی، و با قابلیت کنترل دقیق صدا و تصویر است که برای توانمندسازی کودک استفاده می‌شود. کلیه ثبت‌ها توسط دستگاه آلیس با ۱۹ کانال انجام شده و فرکانس نمونه برداری دستگاه در هر سه وضعیت ۲۵۶ است (شکل ۱۱). تشخیص بالینی طیف درخودماندگی ذهنی توسط فوق تخصص روان‌شناسی کودکان و بر مبنای DSM-5® [۲۳] و تایید فوق تخصص مغز و اعصاب کودکان صورت گرفته و در همه موارد سالم و درخودماندهی ذهنی، فرم آمادگی شرکت در ثبت تکمیل شده است (شکل ۱۱-پ).

۲-۵-۲- پیش پردازش

پیش‌پردازش دادگان با توجه به رویکرد کل‌نگر در پردازش، با پیش‌پردازش‌های معمول متفاوت بوده و شامل قطعه‌بندی و حذف قطعه می‌باشد.

۲-۵-۵- استفاده از SFS در تشخیص اختلال طیف

درخودماندگی ذهنی

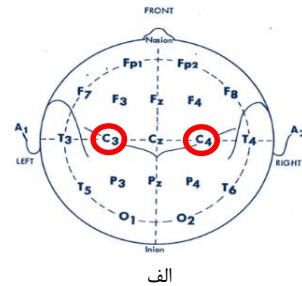
در این بخش کلیه‌ی مراحل ذکر شده در بخش سوم برای تشخیص اختلال درخودماندگی ذهنی با استفاده از سیگنال EEG مورد استفاده قرار گرفته است، که شامل ثبت داده با سه روش مختلف، پیش‌پردازش داده‌ها مبتنی بر نگاه کل‌نگر، و پردازش داده‌ها با توجه خاص به اطلاعات سیگنال و نه انرژی سیگنال، می‌باشد.

۲-۵-۱- داده‌ها

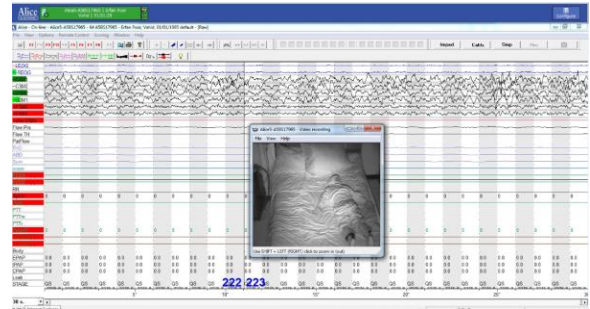
یکی از دشواری‌های اصلی در ثبت سیگنال EEG کودکان درخودماندهی ذهنی، عدم همکاری آن‌ها در ثبت داده‌ها می‌باشد، به طوری که در تحقیقات انجام شده، به ندرت از ثبت چشم‌بسته و حتی چشم‌باز این کودکان صحبت شده است. در این تحقیق، با همکاری مرکز اوتیسم نور هدایت مشهد، بیمارستان ابن‌سینا و مرکز جامع توان بخشی آر، بر این دشواری‌ها فائق آمده، و حتی پرتوکی جدید برای ثبت سیگنال EEG این کودکان با توجه به اشکال رایج در دینامیک مغزی کودکان و تجربیات بالینی تیم تحقیقاتی ارائه شده است. در این تحقیق، ۶۰ کودک مبتلا به اختلال درخودماندگی ذهنی و ۶۰ کودک سالم، در رنج سنی ۳ تا ۱۰ سال مورد بررسی قرار گرفته، و داده‌های مورد استفاده در سه دسته قرار گرفته‌اند: (۱) دادگان ثبت شده در بیمارستان ابن‌سینا

در هر قطعه، اگر تعداد پیک‌های بیش‌تر از ۳۰۰ میلی‌ولت، از ۱۰ مورد بیش‌تر شود، آن قطعه‌ی ۴ ثانیه‌ای کلا از فرآیند پردازش خارج خواهد شد. علت انتخاب عدد ۱۰ نیز مصالحه بین تعداد قطعات حذف شده و نویز موثر بر سیگنال است.

در شکل (۱۲) قطعات مشکلی، قطعاتی هستند که از پردازش حذف شده و قابل استفاده نبوده‌اند. در این اشکال، محور افقی شماره‌ی قطعه‌ی مورد نظر، و محور عمودی شماره‌ی سوزنه بوده، و قطعات سفید شامل قطعات تمیز و قطعات سیاه قطعات حذف شده هستند. روند موجود نیز کاملاً منطقی است، زیرا در انیمیشن بدون صدا، به‌خصوص در مورد درخودماندگی ذهنی، پس از مدتی (با وجود کوتاه بودن زمان ثبت)، کودک خسته می‌شود و توجه خود را از انیمیشن قطع کرده و حرکت می‌کند. در هر دو مورد ثبت با صدا و بدون صدا، نیز انتهای سیگنال آغشته به نویز بوده و قابل استفاده نمی‌باشد.



الف



ب

فرم آمادگی شرکت در ثبت داده

نام و نام خانوادگی: _____
 سال تولد: ۱۳۸۲ _____
 سن: ۹ _____

نام و نام خانوادگی: _____
 سال تولد: ۱۳۸۲ _____
 سن: ۹ _____

راست دست: چپ دست:
 تحصیلات: دوم دبستان
 نسل: ماکس‌آپور

آیا سابقه ابتلا به بیماری‌های قبل از دانشنامه؟ (صرع، میگرن، خیرات مغزی، فراموشی، اختلالات تدبیر، اختلالات متابولیک، سوء مصرف مواد، ...): خیر
 آیا در چند روز اخیر از داروی خاصی که احتمالاً بر فعالیت مغزی تأثیر بگذارد (مثلاً داروهای آرام بخش و یا سایر داروهای مربوط به بیماری‌های اعصاب و روان، استفاده نموده‌اید؟): خیر
 آیا در ۲۴ ساعت گذشته از نظر خواب، در وضعیت مناسبی بوده‌اید؟: بله
 آیا در ۲۴ ساعت گذشته، سلفه نود در هیچ یک از قسمت‌های بدن خود داشته‌اید؟: خیر
 در مجموع آیا وضعیت روحی خود را برای شرکت در یک آزمون ذهنی، مناسب ارزیابی می‌کنید؟: بله

شرح حال / تشخیص اولیه:
 اتیسم (اسپرگر)

تاریخ انجام ثبت: ۱۳۹۷/۰۱/۰۵
 زمان انجام ثبت: ۱۱
 آرزوهای روند ثبت توسط کارشناس ثبت کودک به هیچ عنوان در هنگام ثبت همکاری نمی‌کردند؛ در حالی صحبت اشک کردن و حرکت کردن بود. در حالت چشم باز بسیار بیگانه می‌زد و در حالت چشم بسته نیز مدتی چشمپاش را باز می‌کرد (۵:۳۰ فرمت)

مجموعه: آستان احمد (کودک)، آستان احمد (مادر)، آستان احمد (نفرین) و ۱۱ نفر دیگر (۱۳ نفر در مجموع)
 آستان احمد (مادر)، آستان احمد (نفرین) و ۱۱ نفر دیگر (۱۳ نفر در مجموع)
 آستان احمد (مادر)، آستان احمد (نفرین) و ۱۱ نفر دیگر (۱۳ نفر در مجموع)
 آستان احمد (مادر)، آستان احمد (نفرین) و ۱۱ نفر دیگر (۱۳ نفر در مجموع)

www.aren-center.ir

پ

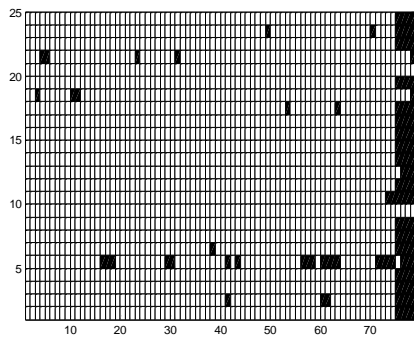
شکل (۱۱) - معرفی سه روش ثبت دادگان، الف) نمایی از محل ثبت سیگنال در پروتکل اتاق آکوستیک، ب) نمایی از ثبت حین خواب در بیمارستان ابن‌سینا مشاهده، پ) نمونه فرم آمادگی برای شرکت در ثبت در مرکز جامع توان‌بخشی آرن

۲-۵-۳- قطعه‌بندی

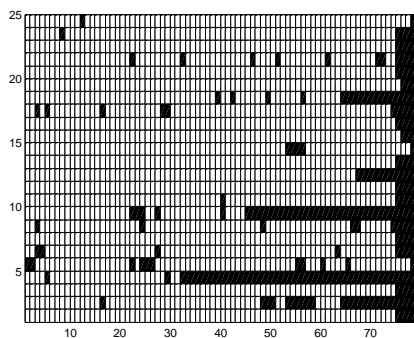
در این مرحله، هر داده به قطعاتی به طول ۱۰۲۴ نمونه تبدیل می‌گردد که با توجه به فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۶ هرتز، هر قطعه معادل ۴ ثانیه از سیگنال است.

۲-۵-۴- حذف قطعه

در نگرش سبیرنتیک اصولاً نویز به عنوان بخشی از سیگنال به شمار آمده، و از حذف نویزهای معمول استفاده نشده است؛ اما با علم به این‌که اصولاً دامنه‌ی بالاتر از ۳۰۰ میلی‌ولت در EEG، جز در حمله‌های صرعی به وجود نمی‌آید [۵۳]، به همین دلیل



الف



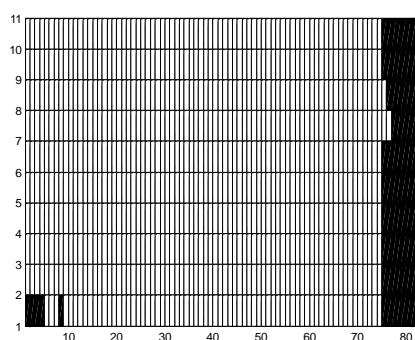
ب

شکل (۱۲) - حذف نویز از قطعات سیگنال EEG درخودماندگی ذهنی (الف) حذف نویز انیمیشن با صدا (درخودماندگی ذهنی)، ب) حذف نویز انیمیشن بدون صدا (درخودماندگی ذهنی)

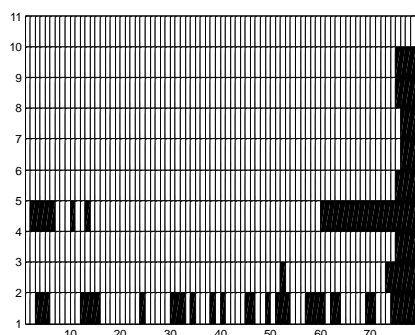
۲-۵-۵- پردازش دادگان

همان‌طور که در مقدمه گفته شد، تاکنون روش‌های مختلفی برای تشخیص اختلال درخودماندگی ذهنی، مبتنی بر سیگنال EEG مورد استفاده قرار گرفته است، که عمده‌ی آن‌ها مدل‌های

بازنمایی کانتور در شکل (۱۵) برای دو کودک سالم (شکل‌های بالا) و دو کودک درخودمانده‌ی ذهنی (شکل‌های پایین) نمایش داده شده است.

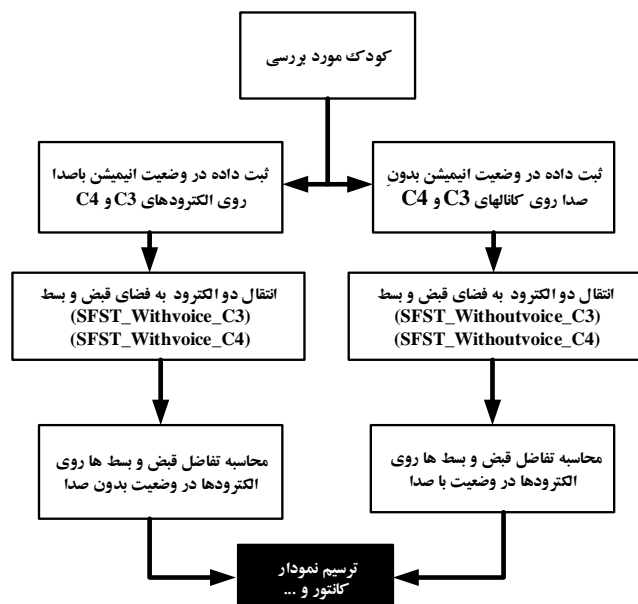


الف



ب

شکل (۱۳) - حذف نویز از قطعات سیگنال EEG. الف) حذف نویز (نیمیشن با صدا (نرمال)، ب) حذف نویز (نیمیشن بدون صدا (نرمال)



شکل (۱۴) - روندنمای پردازش EEG برای آشکارسازی تفاوت (دو وضعیت باصدا و بدون صدا) در تفاوت‌ها (فضای قبض و بسط الکتروودها)

مبتنی بر انرژی می‌باشند. اختلال درخودماندگی ذهنی یک اختلال نرم‌افزاری است و باید از نگاه اطلاعاتی به آن نگریست. در این تحقیق برای شناخت الگوی مغزی درخودماندگی ذهنی، به جای مقایسه‌ی هر نفر با دیگری، الگوهای مغزی هر نفر با خودش در دو وضعیت مختلف مقایسه شده است، و آن‌گاه، تفاوت میان کودک سالم و درخودماندی ذهنی، در تفاوت‌ها مورد بررسی قرار گرفته است؛ و این همان تعریف باتسن^۱ از اطلاعات است که می‌گوید: "اطلاعات تفاوتی است که منجر به تفاوت گردد" [۴۳]. همان‌طور که قبلاً نیز اشاره شد، در استخراج تفاوت الگو نیز به جای استفاده از معیار اندازه، از معیار شمارش استفاده شده است.

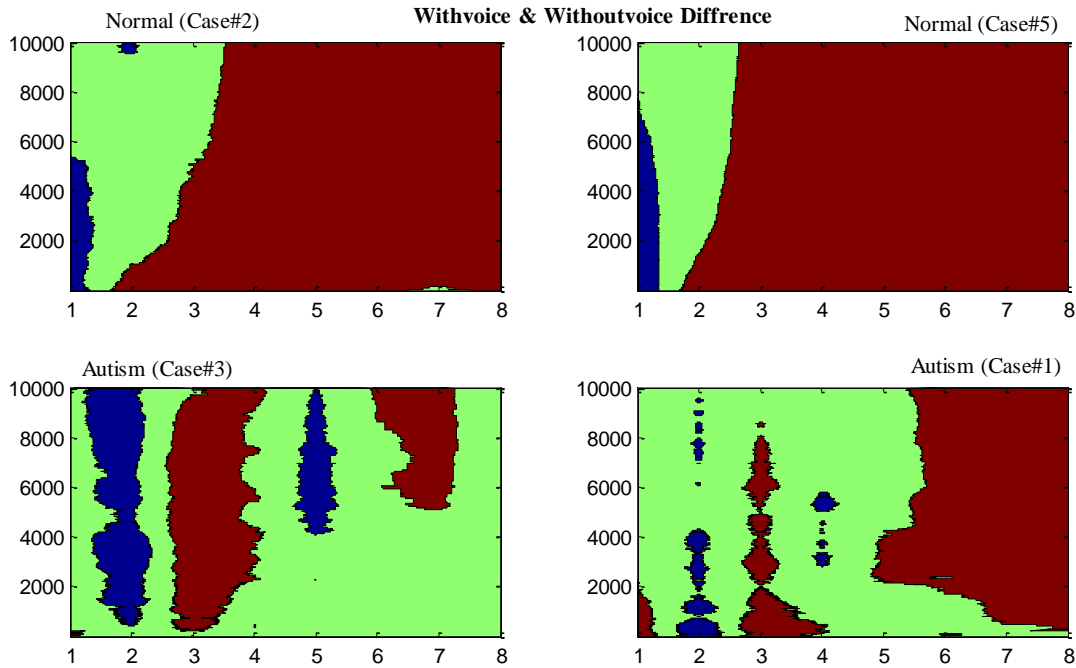
یکی از تفاوت‌های عمده بین الگوهای مغزی سالم و درخودماندگی ذهنی، در ارتباط بین حالت نیمیشن با صدا و بدون صدا می‌باشد. در واقع، در اختلال درخودماندگی ذهنی، به علت اختلال در جریان اطلاعات، کودک قادر به برقراری ارتباط بین دو وضعیت نمی‌باشد، و در واقع نقص در جریان اطلاعات منجر به ایجاد الگوهای جدیدی در مغز این کودکان خواهد شد که در سبیرنتیک آن را به هم‌ریختگی^۲ و خروج از سازمان‌دهی^۳ می‌نامند. در شکل (۱۳)، الگوریتم SFS در دو وضعیت برای کودک سالم و درخودمانده‌ی ذهنی اجرا شده، و تفاوت این دو وضعیت برای هر یک نشان داده شده است. در وضعیت اول (با صدا)، ثبت EEG کودک هنگام پخش نیمیشن با صدا انجام گرفته و پردازش کمی، بعد از تمرکز کودک روی نیمیشن شروع شده است. در وضعیت دوم (بدون صدا)، ثبت EEG هنگام پخش همان نیمیشن این بار بدون صدا انجام گرفته و دقیقاً از همان مکان قبلی شروع به پردازش شده است. با توجه به ملاحظات روان‌شناسی، در هنگام ثبت روان‌شناسی متخصص، تمرکز کودک بر نیمیشن را تایید کرده و موارد عدم توجه، از دادگان وسیع ثبت شده حذف شده‌اند.

روندنمای به دست آوردن الگوی تفاوت (در دو وضعیت با صدا و بدون صدا)، در تفاوت‌ها (اختلاف فضای SFST الکتروودهای C3 و C4)، در شکل (۱۴) آورده شده است. در بررسی اختلال طیف درخودماندگی ذهنی، ابتدا سیگنال EEG در دو وضعیت نیمیشن با صدا و بدون صدا از هر کودک ثبت شده، سپس هر دو سیگنال به فضای SFST انتقال یافته، اختلاف فضای قبض و بسط در دو الکتروود به دست آمده، و در پایان ترسیم کانتور و یا نمایش رنگی برای هر دو وضعیت انجام گرفته است. نتایج

^۱Organization

^۲Bateson

^۳Disorganization



شکل (۱۵) - اختلاف بین ثبت صدا و بدون صدا در وضعیت سالم و درخودماندگی ذهنی با استفاده از SFS

باشد، کودک در طیف درخودماندگی ذهنی به سمت سالم نزدیک‌تر بوده و در کودکان سالم پیوستگی کامل مشهود است. برای شهود بیش‌تر، اختلاف دو وضعیت سالم و درخودماندهی ذهنی در نمودار دیگری نشان داده شده است (۱۶)، سمت چپ: سالم، و سمت راست: درخودماندهی ذهنی). مشاهدات حاکی از وجود قبض و بسط منظم بین کانال‌های C3 و C4 در سیگنال سالم (همان پیوستگی در شکل ۱۵) و قبض و بسط نامنظم در سیگنال EEG درخودماندهی ذهنی روی کانال‌های C3 و C4 است؛ که این مطلب به صورت جزیره‌های متعدد در شکل (۱۵) قابل مشاهده است.

تفاوت شهودی آشکاری بین اختلاف وضعیت با صدا و بدون صدا در شرایط سالم و درخودماندهی ذهنی وجود دارد، و سازمان‌دهی در الگوی سالم و به‌هم‌ریختگی در الگوی درخودماندهی ذهنی مشهود است. جزیره‌های به وجود آمده در شکل (۱۵) برای افراد درخودماندهی ذهنی نشان دهنده آن است که الگوی این تغییرات در وضعیت سالم و درخودماندهی ذهنی کاملاً متفاوت است، و تفاوت بسیار معناداری بین کودک سالم و درخودماندهی ذهنی وجود دارد، که این موضوع در جدول (۱) به صورت آماری مورد بررسی قرار گرفته است. بررسی‌ها حاکی از آن است که هرچه تعداد این جزیره‌ها کم‌تر

جدول (۱) - مقادیر ویژگی‌های E76D و E23D برای سالم و درخودماندهی ذهنی و مقایسه‌ی آن با سایر ویژگی‌های استفاده شده در مقالات

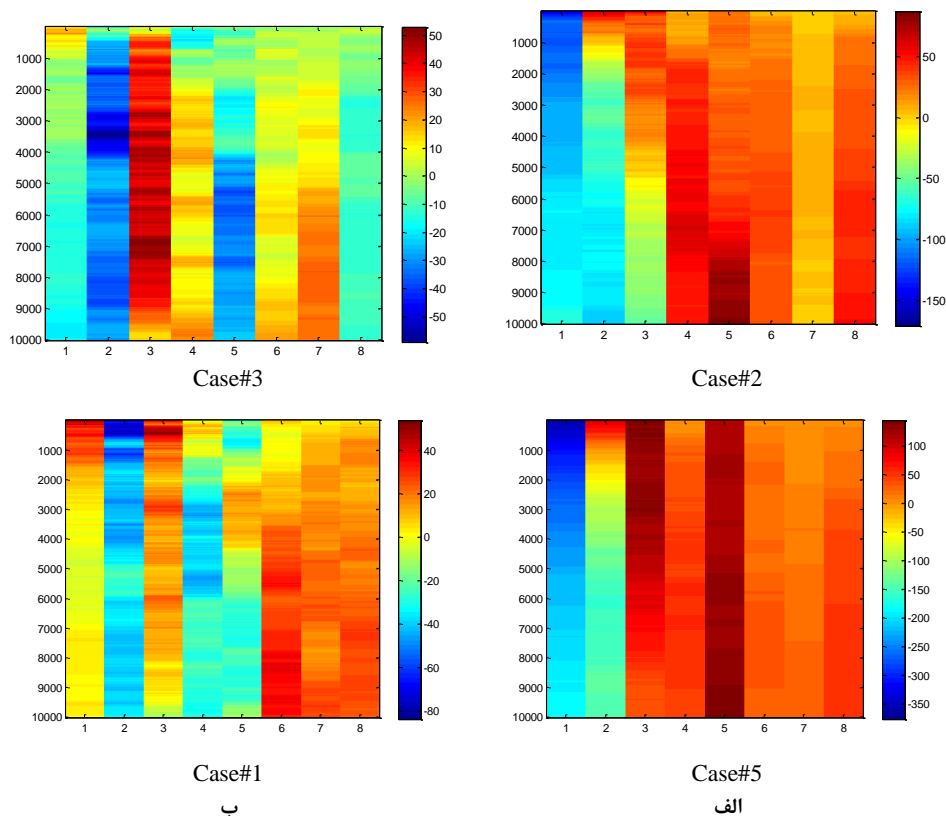
P-Value	درخودماندهی ذهنی		سالم		ویژگی
	SD	Mean	SD	Mean	
1.4E-4	562.63	7136.25	4.49	100.36	E76D
9.6E-4	4.61	100.48	1040.7	6935.7	E23D
18E-4	0.79	1.64	0.8392	1.99	CD[20]^۱
268E-4	0.0185	1.0476	0.0113	1.0522	HFD[20]^۲
814E-4	0.1360	0.9177	0.1560	0.8829	DET[20]^۳
9E-4	6.3808	9.9944	4.2512	7.514	TT[20]^۴

^۱ CD ضریب همبستگی - ^۲ HFD بعد فرکتال هیگوجی - ^۳ DET قطعیت - ^۴ TT زمان به دام افتادن - ^۵ ویژگی استخراج شده از منحنی‌های بازگشتی

^۱Determinism

^۲Trapping Time

^۳Recurrence Plots (RP)



شکل (۱۶) - اختلاف تعاملات بین دو وضعیت انیمیشن با صدا و بدون صدا؛ الف) سالم، ب) درخودماندگی ذهنی

۳- یافته‌ها و بحث

در این مقاله، برای بررسی رفتار سیستم، فضای جدیدی معرفی گردید که مبنای آن بر نگرش سیبرنتیکی و جریان اطلاعات شکل گرفته است، که آن را فضای قبض و بسط (SFS)، و این تبدیل را SFST می‌نامیم. خصوصیات ویژه‌ی فضای SFS عبارتند از: (۱) توجه صرف به اطلاعات؛ و بی تأثیری دامنه‌ی سیگنال به آن دلیل است که این مساله اطلاعاتی بودن آن را تضمین می‌کند. (۲) در شهودی‌سازی آن از روش جدیدی مبتنی بر هشت رخداد استفاده شده است که شدت آن‌ها نشان دهنده‌ی چگونگی جریان اطلاعات در سیستم است. برای ارزیابی عمل کرد SFS، آن را بر سیگنال خروجی از معادله‌ی راسلر در مد آشوب و یک سیگنال آپریودیک (با تظاهرات آشوبی) اعمال نمودیم، که نتایج حاکی از تمایز آشکار آن‌ها بود. در ادامه، الگوریتم SFS برای بررسی تغییر دینامیک الگوی سیگنال EEG در اختلال درخودماندگی ذهنی مورد بررسی قرار گرفت. ویژگی‌های خاص این بررسی عبارتند از: (۱) در ثبت سیگنال بر خلاف روش‌های مرسوم ثبت، پروتکل ابداع شده توسط نویسندگان این مقاله، از حیث مراحل و محل ثبت، مبتنی بر بررسی تفاوت در تفاوت‌ها (تعریف اطلاعات) می‌باشد.

کیفیت این تفاوت (بین وضعیت با صدا و بدون صدا)، بدین صورت است که در ناحیه‌ی بسط (رخدادهای ۱، ۲ و ۳ در محور افقی)، اختلاف ناچیز است، و در ناحیه‌ی قبض (رخدادهای ۸، ۹ و ۱۰ در محور افقی) اختلاف‌ها زیاد هستند، که با توجه به اهمیت ناحیه‌ی بسط سیگنال، که محتوای اصلی اطلاعات سیگنال در آن است، این مطلب نشان دهنده‌ی آن است که کودک سالم توانسته است اطلاعات بین دو وضعیت با صدا و بدون صدا را به هم ارتباط دهد، در صورتی که کودک درخودمانده‌ی ذهنی نتوانسته است این ارتباط را به صورت صحیح برقرار کند (که باعث پیدایش ناپیوستگی در شکل (۱۵)) و یا قبض و بسط نامنظم در شکل (۱۶) شده است؛ که این پدیده ناشی از اختلال در جریان اطلاعات کودک، و به عبارت دیگر خروج از وضعیت سازمان‌دهی می‌باشد.

این الگوریتم روی ۶۰ کودک سالم و ۶۰ کودک درخودمانده‌ی ذهنی اعمال شده، که در تمام آن‌ها الگوی پیوستگی در کودکان سالم و ناپیوستگی در کودکان درخودمانده‌ی ذهنی مشاهده می‌گردد. با استفاده از همین اشکال و با توجه به جزیره‌های به وجود آمده، تشخیص اختلال به خوبی قابل انجام است، اما برای یادگیری ماشینی، دو ویژگی کیفی استخراج و نتایج آماری در جدول (۱) آورده شده است.

ذهنی است، در این دو کانال قابل بررسی می‌باشد [۵۶-۶۱]. نکته‌ی قابل توجه در نتایج پردازش، وجود اختلال در قبض و بسط سیگنال مبتلابان به طیف است، که از آن به اختلال در جریان اطلاعات یاد می‌شود. به عبارت دیگر، خودسازمان‌دهی سیستم در این اختلال دچار اشکال شده و سیستم نمی‌تواند به خوبی خود را با محیط و تغییرات آن تطبیق دهد، و به همین دلیل، اختلال در خودماندگی ذهنی به این صورت تعریف می‌شود: "شرایطی از تکامل عصبی است که با نقص در ارتباطات و تعاملات اجتماعی و وجود الگوهای تکراری در رفتار، علائق و فعالیت‌ها شناخته می‌شود".

۵- سپاس‌گزاری

این تحقیق با هم‌کاری نزدیک کلینیک خواب بیمارستان ابن‌سینا و مرکز جامع توان‌بخشی آرن انجام گرفته است، لذا بدین‌وسیله، نویسندگان مقاله از هم‌کاری صمیمانه‌ی جناب آقای دکتر هادی اسدپور و مهندس حسین خاکسار سپاس‌گزاری می‌نمایند.

۶- مراجع

- [1] A. Shahbahrani, K. Najafi, and T. Najafi, "Different Application Fields of Brain Signal Processing in Iran," *Signal and Data Processing*, vol. 13, pp. 129-154, 2016.
- [2] D. L. Christensen, D. A. Bilder, W. Zahorodny, S. Pettygrove, M. S. Durkin, R. T. Fitzgerald, et al., "Prevalence and characteristics of autism spectrum disorder among 4-year-old children in the autism and developmental disabilities monitoring network," *Journal of Developmental & Behavioral Pediatrics*, vol. 37, pp. 1-8, 2016.
- [3] S. E. Schipul, T. A. Keller, and M. A. Just, "Inter-regional brain communication and its disturbance in autism," *Syst. Neurosci*, pp. 5-10, 2011.
- [4] L. Billeci, F. Sicca, K. Maharatna, F. Apicella, A. Narzisi, G. Campatelli, et al., "On the application of quantitative EEG for characterizing autistic brain: a systematic review," *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 7, pp. 1-15, August 2013.
- [5] D. S. Cantor, R. W. Thatcher, M. Hrybyk, and H. Kaye, "Computerized EEG analyses of autistic children," *Autism Dev. Disord*, vol. 16, pp. 169-187, 1986.
- [6] E. V. Orekhovaa, T. A. Stroganovac, G. Nygrenb, M. M. Tsetlinc, I. N. Posikerac, C. Gillbergb, et al., "Excess of High Frequency Electroencephalogram Oscillations in Boys with Autism," *Biological Psychiatry*, vol. 62, pp. 1022-1029, 1 November 2007.

(۲) در پیش‌پردازش، با توجه به عدم هم‌کاری کودک، از تکنیک قطعه‌بندی و حذف قطعه استفاده شده است. (۳) در پردازش سیگنال EEG، هر کودک با خودش مقایسه شده است. (۴) فضای SFS کاملاً بر دینامیک بسیار پیچیده‌ی مغز (با توجه به آشوب‌ناک بودن EEG) منطبق است و می‌تواند تغییرات پیچیدگی این دینامیک را دنبال کند. ویژگی‌های استخراج شده از پردازش‌ها عبارتند از:

۱- اختلاف میانگین تعداد رخداد‌های ۶ و ۷ در ۲۰۰۰

تغییر اولیه‌ی قطر بیضی در قطعات EEG (E76D)

۲- اختلاف میانگین تعداد رخداد‌های ۲ و ۳ در ۲۰۰۰

تغییر اولیه‌ی قطر بیضی در قطعات EEG (E23D)

جدول (۱) نتایج حاصل از ویژگی‌های استخراج شده با روش SFS و ویژگی‌های سایر مقالات را مورد مقایسه قرار داده است. مقادیر P-Value نشان دهنده‌ی معناداری بسیار زیاد ویژگی‌های استخراج شده از SFST و تفکیک کامل گروه سالم و درخودمانده‌ی ذهنی می‌باشد. همان‌طور که در بخش‌های قبل گفته شد، ایده‌ی اصلی SFST، رفع اشکالات بعد همبستگی بوده. ویژگی بعد همبستگی (P-Value=18E-4) [۲۰] دارای درصد تفکیک به مراتب کم‌تر از E76D است، که ناشی از استفاده از ابزار پوانکاره و توجه به قبض و بسط می‌باشد (بدون پیش‌پردازش جدی)، و توانسته است معناداری ویژگی CD را تا ۱۰ برابر افزایش دهد؛ و حتی ویژگی E76D با یک درخت تصمیم‌گیری تطبیق‌پذیر و یک آستانه، به خوبی می‌تواند کلاس سالم و درخودمانده‌ی ذهنی را از هم تفکیک کند.

۴- نتیجه‌گیری

نگرش سیبرنتیک در پردازش سیگنال و تحلیل سیستم، نگرشی است که در آن به اطلاعات سیگنال توجه داریم، و نه به انرژی سیگنال. در این تحقیق، روش استفاده شده مبتنی بر این نگرش می‌باشد، که با توجه به مقاوم بودن روش نسبت به نویزهای معمول و روش پردازش خاص ابداع شده، نتایج به دست آمده به شخص وابسته نبوده و کلی می‌باشد؛ زیرا اصولاً سیبرنتیک بر کل‌نگری بنا نهاده شده است، نه بر جزء‌نگری و جمع‌آثار.

در بسیاری از مقالات، با استفاده از EEG به بررسی عدم تقارن در نیم‌کره‌های مغزی کودکان درخودمانده‌ی ذهنی پرداخته شده است و علت استفاده از C3 و C4 در ثبت نیز همین مساله می‌باشد [۵۴، ۵۵]. ضمن این‌که ریتم^۱ SMR نیز که یکی از موارد مهم و مورد توجه در مطالعات پیرامون درخودماندگی

^۱Sensory Motor Rhythm (SMR)

- [20] S. Bhat, U. R. Acharya, H. Adeli, G. M. Bairy, and A. Adeli, "Automated diagnosis of autism: in search of a mathematical marker," *Reviews in the Neurosciences*, vol. 25, pp. 851-861, 2014.
- [21] J. Bonita, L. Ambolode II, B. Rosenberg, C. Cellucci, T. Watanabe, P. Rapp, *et al.*, "Time domain measures of inter-channel EEG correlations: a comparison of linear, nonparametric and nonlinear measures," *Cognitive neurodynamics*, vol. 8, pp. 1-15, 2014.
- [22] J. A. Cortes-Briones, J. D. Cahill, P. D. Skosnik, R. Radhakrishnan, R. A. Sewell, M. Carbutto, *et al.*, "Cannabinoid Generate Neural Noise in Humans: A Nonlinear Analysis of EEG Signals," in *BIOLOGICAL PSYCHIATRY*, 2014, pp. 340S-340S.
- [23] J. Weyhenmeyer, M. E. Hernandez, C. Lainscsek, T. J. Sejnowski, and H. Poizner, "Muscle artifacts in single trial EEG data distinguish patients with Parkinson's disease from healthy individuals," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE*, 2014, pp. 3292-3295.
- [24] K.-R. Müller, C. W. Anderson, and G. E. Birch, "Linear and nonlinear methods for brain-computer interfaces," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 11, pp. 165-169, 2003.
- [25] G. S. Bajestani, A. Sheikhan, M. R. H. Golpayegani, F. Ashrafzadehi, and P. Hebrani, "Cybernetic approach in identification of brain pattern variations in autism spectrum disorder," *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, vol. 28, p. 1650006, 2016.
- [26] G. Sadeghi Bajestani, G. Sadeghi Bajestani, M. R. Hashemi Golpayegani, M. R. Hashemi Golpayegani, A. Sheikhan, A. Sheikhan, *et al.*, "Poincaré section analysis of the electroencephalogram in autism spectrum disorder using complement plots," *Kybernetes*, vol. 46, pp. 364-382, 2017.
- [27] T. A. Denton and G. A. Diamond, "Can the analytic techniques of nonlinear dynamics distinguish periodic, random and chaotic signals?," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 21, pp. 243-263, 1991.
- [28] C. J. Stam, "Nonlinear dynamical analysis of EEG and MEG: Review of an emerging field," *Clinical Neurophysiology* 116, pp. 2266-2301, 2005.
- [29] Takens, "Detecting strange attractors in turbulence," vol. 898, 1981.
- [30] "Review Article Chaotic Time Series Analysis," vol. 2010, 2010.
- [31] F. Takens, "Detecting strange attractors in turbulence," *Lecture Notes in Mathematics* vol. 898, pp. 366-381, 1981.
- [32] A. M. F. a. H. L. Swinney, "Independent coordinates for strange attractors from mutual information," *Phys. Rev. A* 33, 1134, vol. 33, pp. 1134-1140, 1 February 1986.
- [7] A. S. Chan, Y. M. Y. Han, S. L. Sze, M. Che-ung, W. W. Leung, and R. C. K. Chan, "Disordered connectivity associated with memory deficits in children with autism spectrum disorders," *Autism Spectr. Disord*, 2011.
- [8] R. Cobena, A. R. Clarke, W. Hudspeth, and R. J. Barry, "EEG power and coherence in autistic spectrum disorder," *Clinical Neurophysiology*, vol. 119, pp. 1002-1009, May 2008.
- [9] N. Pop-Jordanova, T. Zorcec, A. Demerdzieva, and Z. Gucev, "QEEG characteristics and spectrum weighted frequency for children diagnosed as autistic spectrum disorder," *Nonlinear Biomedical Physics*, vol. 4, 2010.
- [10] K. J. Mathewson, M. K. Jethaa, I. E. Drmic, S. E. Bryson, J. O. Goldberg, and L. A. Schmidt, "Regional EEG alpha power, coherence, and behavioral symptomatology in autism spectrum disorder," *Clinical Neurophysiology*, vol. 123, pp. 1798-1809, September 2012.
- [11] M. R. Esmaili and S. H. Zahiri, "Epileptic seizure detection using Inclined Planes system Optimization algorithm (IPO)," *Signal and Data Processing*, vol. 13, pp. 29-42, 2017.
- [12] A. Sheikhan, H. Behnam, M. R. Mohammadi, M. Noroozian, and M. Mohammadi, "Detection of abnormalities for diagnosing of children with autism disorders using of quantitative electroencephalography analysis," *Journal of medical systems*, vol. 36, pp. 957-963, 2012.
- [13] R. W. Thatcher, D. North, and C. Bivera, "EEG and intelligence: Relations between EEG coherence, EEG phase delay and power," *Clinical Neurophysiology*, vol. 116, pp. 2129-2141, September 2005.
- [14] M. Ahmadlou, H. Adeli, and A. Adeli, "Fractality and a wavelet-chaos-neural network methodology for EEG-based diagnosis of autistic spectrum disorder," *Journal of Clinical Neurophysiology*, vol. 27, pp. 328-333, 2010.
- [15] M.-C. Lai, M. V. Lombardo, B. Chakrabarti, S. A. Sadek, G. Pasco, S. J. Wheelwright, *et al.*, "A shift to randomness of brain oscillations in people with autism," *Biological psychiatry*, vol. 68, pp. 1092-1099, 2010.
- [16] W. Bosl, A. Tierney, H. Tager-Flusberg, and C. Nelson, "EEG complexity as a biomarker for autism spectrum disorder risk," *BMC medicine*, vol. 9, p. 18, 2011.
- [17] m. yazdchi and a. mahnam, "Designing an Experiment to Improve Automatic Emotion Detection Using EEG," *Signal and Data Processing*, vol. 10, pp. 21-34, 2014.
- [18] F. Hasanzadeh, H. Shahabi, S. Moghimi, and A. Moghimi, "EEG investigation of the effective brain networks for recognizing musical emotions," *Signal and Data Processing*, vol. 12, pp. 41-54, 2015.
- [19] K. Natarajan, R. Acharya, F. Alias, T. Tiboleng, and S. K. Puthusserypady, "Nonlinear analysis of EEG signals at different mental states," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 3, p. 7, 2004.

- [48] Y. Cao, W.-w. Tung, J. Gao, V. A. Protopopescu, and L. M. Hively, "Detecting dynamical changes in time series using the permutation entropy," *Physical Review E*, vol. 70, p. 046217, 2004.
- [49] I. R. Bell, A. Howerter, N. Jackson, M. Aickin, R. R. Bootzin, and A. J. Brooks, "Nonlinear dynamical systems effects of homeopathic remedies on multiscale entropy and correlation dimension of slow wave sleep EEG in young adults with histories of coffee-induced insomnia," *Homeopathy*, vol. 101, pp. 182-192, 2012.
- [50] S. Gurses and H. Celik, "Correlation dimension estimates of human postural sway," *Human movement science*, vol. 32, pp. 48-64, 2013.
- [51] J. Wang, Y. Wu, H. Qu, and G. Xu, "EEG-based fatigue driving detection using correlation dimension," *Journal of Vibroengineering*, vol. 16, pp. 407-413, 2014.
- [52] O. E. Rössler, "An equation for continuous chaos," *Physics Letters A*, vol. 57, pp. 397-398, 1976.
- [53] J. E. Hall, "Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology: Enhanced E-book."
- [54] R. Bernier, G. Dawson, S. Webb, and M. Murias, "EEG mu rhythm and imitation impairments in individuals with autism spectrum disorder," *Brain and Cognition*, vol. 64, pp. 228-237, 8// 2007.
- [55] N. Geschwind and A. M. Galaburda, *Cerebral dominance: The biological foundations*: Harvard University Press, 1984.
- [56] N. Fauzan and N. A. M. Mahayuddin, "Brain Training to Improve Sociability and Behavior of Autism Spectrum Disorder (ASD) Children and Young Adults," *Procedia - Social and Behavioral Sciences*, vol. 143, pp. 308-314, 8/14/ 2014.
- [57] J. H. Gruzelier, "EEG-neurofeedback for optimising performance. I: A review of cognitive and affective outcome in healthy participants," *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, vol. 44, pp. 124-141, 7// 2014.
- [58] J. L. Reichert, S. E. Kober, C. Neuper, and G. Wood, "Resting-state sensorimotor rhythm (SMR) power predicts the ability to up-regulate SMR in an EEG-instrumental conditioning paradigm," *Clinical Neurophysiology*, 2015.
- [59] Y. Han and H. Bin, "Brain–Computer Interfaces Using Sensorimotor Rhythms: Current State and Future Perspectives," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 61, pp. 1425-1435, 2014.
- [60] J. Faller, C. Vidaurre, T. Solis-Escalante, C. Neuper, and R. Scherer, "Autocalibration and Recurrent Adaptation: Towards a Plug and Play Online ERD-BCI," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 20, pp. 313-319, 2012.
- [61] G. Noriega, "A Neural Model to Study Sensory Abnormalities and Multisensory Effects in Autism," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 23, pp. 199-209, 2015.
- [33] P. Grassberger, "GENERALIZED DIMENSIONS OF STRANGE ATTRACTORS," *Physics Letters A*, vol. 97, pp. 227-230, 5 September 1983.
- [34] M. B. Kennel, R. Brown, and H. D. I. Abarbanel, "Determining embedding dimension for phase-space reconstruction using a geometrical construction," *Phys. Rev. A*, 3403 - Published, vol. 45, pp. 3403-3411, 1 March 1992.
- [35] I. Dvorak and J. Siska, "On some problems encountered in the estimation of the correlation dimension of the EEG," *Physics Letters A*, vol. 118, pp. 63-66, September 1986.
- [36] I. Dvořák, "Takens versus multichannel reconstruction in EEG correlation exponent estimates," *Physics Letters A*, vol. 151, pp. 225-233, 10 December 1990.
- [37] R. Sharma and R. B. Pachori, "Classification of epileptic seizures in EEG signals based on phase space representation of intrinsic mode functions," *Expert Systems with Applications*, vol. 42, pp. 1106-1117, 15 February 2015.
- [38] J. Gao, J. Hu, and W.-w. Tung, "Complexity measures of brain wave dynamics," vol. 5, 2011.
- [39] R. Hilborn, *Chaos and Nonlinear Dynamics: An Introduction for Scientists and Engineers*. USA: Oxford University Press, January 11, 2001.
- [40] J. Piskorski and P. Guzik, "Geometry of the Poincaré plot of RR intervals and its asymmetry in healthy adults," *PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT*, vol. 28, pp. 287-300, 2007.
- [41] S. Parvaneh, M. R. H. Golpaygani, M. Firoozabadi, and M. Haghjoo, "Predicting the spontaneous termination of atrial fibrillation based on Poincaré section in the electrocardiogram phase space," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, p. 0954411911425839, 2011.
- [42] S. Moharreri, N. J. Dabanloo, G. Attarodi, S. Parvaneh, and A. M. Nasrabadi, "Extended triangle phase space mapping: Novel method for representation of heart rate variability signals," in *Computing in Cardiology (CinC), 2012*, 2012, pp. 945-948.
- [43] F. Heylighen and C. Joslyn, "Cybernetics and second order cybernetics," *Encyclopedia of physical science & technology*, vol. 4, pp. 155-170, 2001.
- [44] J. Ottino, F. Muzzio, M. Tjahjadi, J. Franjione, S. C. Jana, and H. Kusch, "Chaos, symmetry, and self-similarity: exploiting order and disorder in mixing processes," *Science*, vol. 257, pp. 754-760, 1992.
- [45] R. C. Hilborn, *Chaos and nonlinear dynamics* vol. 2: Oxford University Press New York, 1994.
- [46] P. Grassberger and I. Procaccia, "Measuring the strangeness of strange attractors," in *The Theory of Chaotic Attractors*, ed: Springer, 2004, pp. 170-189.
- [47] P. Grassberger and I. Procaccia, "Characterization of strange attractors," *Physical review letters*, vol. 50, p. 346, 1983.