مجله کنترل
ISSN 2008-8345
جلد ۹، شماره ۳، پاییز ۱۳۹۴، صفحه ۳۶-۱۹

استخراج تغییرات دینامیک الگوی سیگنال الکتروانسفالوگرام در کودکان اُتیسمی با استفاده از قطع پوانکاره

قاسم صادقی بجستانی [۱]، علی شیخانی [۲]، سید محمد رضا هاشمی گلپایگانی [۳]، فرح اشرف زاده [۴] پریا حبرانی [۵]

[۱] دانشجوی دکتری ، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات ، گروه مهندسی پزشکی، g.sadeghi@imamreza.ac.ir
[۲] استادیار، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، ، گروه مهندسی پزشکی، sheikhaniali@yahoo.com
[۳] استاد تمام، دانشگاه امیرکبیر تهران، دانشکده مهندسی پزشکی، hashemi_g@morva.net
[۴] استاد تمام، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، گروه اعصاب اطفال، بیمارستان قائم(عج)، ashrafzadehf@mums.ac.ir
[۵] دانشیار، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، بیمارستان دکتر شیخ، hebranip@mums.ac.ir

(تاریخ دریافت مقاله ۱۳۹۴/۳/۱۴، تاریخ پذیرش مقاله ۱۳۹۴/۷/۹)

چکیده: در اغلب فرایندهای روانی-زیستی، درجه بالایی از رفتارهای غیر خطی و دینامیکهای پیچیده، ثبت و گزارش شده اند که برخاسته از تعاملات میان تعداد بسیار زیادی از زیر سیستمها و فرایندها – با رفتارهای بعضاً ناشناخته – هستند. قطع پوآنکاره یکی از ابزارهای مهم است که در تحلیل این دسته از سیستمها و حتی کنترل سیستم‌های غیرخطی از جمله سیستم‌های آشوب‌گونه و دارای عدم قطعیت استفاده می‌شود. با وجود اینکه مدت زیادی از مطرح شدن قطع پوآنکاره میگذرد، اما هنوز مراحل مختلف آن به صورت هنری و هیوریستیک انجام می‌شود. هنوز ، امکانِ آموزشِ ماشین بر اساس قطع پوآنکاره وجود ندارد و علت نیز ساخت‌یافته نبودنِ روشِ اعمالِ آن و مشکلاتی از قبیل نامعین بودن ساختار و پارامترهای مدلی است که بتوان به طور عام به این روش نسبت داد. در این مقاله ابتدا مراحل مدلسازی با استفاده از قطع پوآنکاره را تبیین شده، سپس با تکیه بر رخدادهای به وقوع پیوسته مفهوم اطلاعات و نسبی-نگری، با استفاده از قطع پوآنکاره و نگرش اطلاعاتی به تشخیص تغییرات الگوی مغزی در کودکان مبتلا به اختلال اُتیسم خواهیم پرداخت. اختلالات طیف اُتیسم (ASD[۱]) شرایطی از تکامل عصبی است که با نقص در ارتباطات و تعاملات اجتماعی و وجود الگوهای تکراری در رفتار، علایق و فعالیت‌ها شناخته می شود که به اختصار اُتیسم نامیده می‌شود و علت توجه به اختلال اُتیسم نیز اعتقاد ما بر اطلاعاتی بودن منشاء این اختلال است به عبارت دیگر مشکل اصلی در اختلال طیف اُتیسم ناشی از شبکه های ارتباطی موجود در مغز است که با گذشت زمان می‌تواند منجر به مشکلات ثانویه گردد. در این تحقیق نوع جدیدی از بازنمایی به نام بازنمایی مکمل توسعه یافته معرفی شده است. خصوصیت اصلی این بازنمایی توجه ویژه به فاز سیگنال به عنوان اطلاعات نهفته در سیگنال و بی تاثیر بودن انرژی در آن است. کلیه مفاهیم جدید معرفی شده برروی سیگنال الکتروانسفالوگرافی کودکان مبتلا به اختلال اُتیسم پیاده سازی شده است. ثبت سیگنال الکتروانسفالوگرافی در کودکان مبتلا به اختلال اُتیسم همواره یکی از مشکلات اصلی متخصصان است و پیاده سازیهای مقاله برروی ۴۵ مورد شامل ۳۰ نفر کودک اُتیسمی و ۱۵ نفر کودک سالم در رنج سنی ۳ تا ۱۰ سال، در سه وضعیت حین خواب، ثبت چشم باز و ثبت جدیدی مبتنی بر دینامیک مغز انجام شده است که ثبت نوع سوم بر اساس پرتکل پیشنهادی توسط نویسندگان است و مشکلات ثبتهای دیگر برای این کودکان را ندارد. نتایج بدست آمده حاکی از حضور الگوی دینامیکیِ مشترک در اختلال اُتیسم است که کاملاً متفاوت با دینامیک سالم میباشد. این تغییر الگو در قالب ۱۶ ویژگی کیفیِ جدید، معرفی شده است که این ویژگیها به انرژی سیگنال الکتروانسفالوگرافی وابسته نمی باشند بلکه به چیدمان نقاط قطع بر مقطع پوآنکاره (که آن را *رخداد* مینامیم) بستگی دارند.

کلمات کلیدی: اطلاعات، سیبرنتیک، قطع پوآنکاره ، الکتروانسفالوگراف،اختلال طیف اُتیسم، بازنمایی فضای فاز، نمودار مکمل گسترش یافته.

[1] Autism Spectrum Disorder

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1394.9.3.1.8]

Extraction of Dynamic Variations in Electroencephalogram Signal Pattern of Autistic Children using Poincare Section

Ghasem Sadeghi Bajestani, Ali Sheikhani, Mohammadreza Hashemi Golpayegani, Farah Ashrafzadeh, Parya Hebrani

Abstract: In most psycho-biological processes, great deal of nonlinear and dynamically complex behaviors are recorded which arise from interactions among numerous subsystems and processes –mostly with unknown behaviors-. Poincare section is one of the tools used not only for analysis of these systems, but also to control nonlinear systems; chaotic and uncertain. Albeit it has been long ago before introduction of Poincare section, but yet its stages are carried out artistically and heuristically.

Yet, it is not possible to "machine learn" based on Poincare section due to unstructured implementation method and problems like uncertain structures and modeling parameters. In this paper, first, modeling -using Poincare section- is explained, then based on the occurred events and the concepts "information" and "relativism", variations in brain pattern of Autistic children will be diagnosed using Poincare section and informative approach.

Autism spectrum disorder is a revolutionary stage of brain diagnosed by deficiency in communications and social interactions as well as repetitive patterns in behavior, favorites and activities, called Autism in short. Autism in our point of view has an informative essence, in other words the main problem in Autism spectrum disorder origins from communication networks in brain that can lead to secondary problems over time. Is this paper, a new representations called "developed complementary representation" is introduced.

The most important characteristic of this representation is its special attention to signal phase as latent information in signal and effortlessness of energy. All the newly introduced concepts are implemented on electroencephalograph signal of Autistic children which has always been cumbersome to be recorded. This paper has focused on 45 case including 30 Autistic children and 15 healthy ranging from 3-10 years in three different stages; asleep, opened eyes and a state-of-art recording procedure based on brain dynamics and the proposed protocol presented by authors which is destitute of well-known problems of other recording procedures. Results show the presence of a common dynamic pattern in Autistic cased which is entirely different from healthy cases. This pattern variation is introduced in 16 different characteristics which are not related to electroencephalograph's energy but to arrangement of section point on Poincare section (called "event").

Keywords: Information, Cybernetic, Poincare Section, Electroencephalogram, Autism Spectrum Disorder, Phase Space Reconstruction, Extended Complementary Plot

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]

[DOR: 20.1001.1.20088345.1394.9.3.1.8]

۱- مقدمه

اختلالات طیف درخودماندگی ذهنی (ASD[1]) شرایطی از تکامل عصبی است که با نقص در ارتباطات و تعاملات اجتماعی و وجود الگوهای تکراری در رفتار، علایق و فعالیت‌ها شناخته می شود که به اختصار اُتیسم نامیده می‌شود. این تظاهرات بالینی اغلب در دوران کودکی ظاهر می شود، مطالعات اپدمیولوژیک اخیر، شیوع اختلالات طیف درخودماندگی ذهنی را ۱ نفر در هر ۸۸ کودک برآورد می کند.[۱] با وجود تحقیقات گسترده، هنوز مناقشات بسیاری درباره مشخصات ریخت شناسانه[2]، عملکردی و عصب‌شناسانه مغز مبتلایان به درخودماندگی ذهنی وجود دارد [۲] ، و اساسِ عصبیِ تغییرات رفتاری در ASD تا حد زیادی نامشخص باقی مانده است. یکی از چالشهای بزرگ در این اختلال سن طلایی تشخیص آن یعنی زیر ۲ سالگی است [۳] زیرا قبل از اینکه اختلال به بخشهای دیگر مغز آسیب برساند فرایند درمان آغاز شود که از روشهای کلینیکی این مهم بسیار مشکل است زیرا علایم بالینی کودک در این سن بسیار خفیف هستند و تشخیص زود هنگام چالش این اختلال می‌باشد.[۴-۶] تکنیک‌های نروفیزیولوژیکال و تصویربرداری عصبی متعددی به منظور درک همبستگی میان عملکرد مغز و رفتار مبتلایان به درخودماندگی ذهنی مورد استفاده قرار می گیرد. در میان آنها، در حال حاضر الکتروانسفالوگرافی کمی (QEEG)[3] مورد توجه ویژه است و حتی علیرغم نتایج متناقض، تحقیقات زیادی در این زمینه انجام شده و در دست انجام است. [۷-۱۲]

بررسی مقالات نشان دهنده آن است که روشهای مختلفی برای تشخیص اُتیسم مبتنی بر EEG مورد استفاده قرار گرفته است، روشهایی چون: چگالی طیف توان[4] شباهت[5] و یا عدم تقارن[6] [۱۳]، عدم تقارن در طیف توان [۱۴]، معیار شباهت در یک باند بخصوص (مثلاً باند تِتا) [۱۵]معیار شباهت در چگالی طیف توان [۱۶] چگالی طیف توان و نرخ مغز[7] [۱۷] چگالی طیف توان معیار شباهت و ارتباط آن با AQ[8] [۱۸] چگالی طیف توان در STFT[9] و STFT-BW[10] [۱۹] تحلیل همزمانی فازی در باندهای فرکانسی[۲۰] تحلیل چند بعدی آنتروپی [۲۱] بعد فرکتال [۲۲] و ... وجه مشترک همه روشهای ذکر شده توجه آنها به انرژی و نگرش مبتنی بر جزء نگری است به عبارت دیگر در مدلسازیهای معمول، مقادیر دامنه و یا تغییرات آن در حوزه زمان، حوزه فرکانس و یا هر دو حوزه بطور همزمان (زمان – فرکانس) جهت شناسایی و مدل کردن سیستمها به کار گرفته می‌شود و از آنجایی که دامنه و تغییرات آن بیانگر تغییر در انرژی سیستم است، چنین مدلهایی را می‌توان **مدلهای انرژی** نامید. استفاده از مدلهای مبتنی بر انرژی در خصوص پدیده هایی با منشاء اطلاعاتی منجر به نتایج متناقضی میگردد و اینکه هنوز علیرغم تلاشهای بسیار انجام شده در این حوزه این روشها – حتی در معتبر ترین مراکز دنیا – به عنوان روش تشخیص اُتیسم شناخته نمیشوند. اما نکته متفاوت در این تحقیق **مدلسازی مبتنی اطلاعات** و نه ماده و انرژی است، که در ادامه به بررسی آن خواهیم پرداخت. در بررسی و اصلاح رفتار یک سیستم دو رویکرد کلی وجود دارد یکی رویکرد جزء نگر و مبتنی بر قطعی گرایی و دیگری رویکرد کل نگر و مبتنی بر عدم قطعیت، رویکرد دوم را رویکرد مبتنی بر نگرش سیبرنتیک نیز می‌نامند. تعاریف مختلفی برای سیبرنتیک در متون مختلف آمده است که در ادامه به برخی از آنها خواهیم پرداخت.

-سیبرنتیک به رشته های علمی عام(برخلاف علوم بسیار خاص) و تعمیم دهنده تعلق دارد و بیانگر نظریه عمومی کنترل است و میتواند برای هر سیستمی اعم از ارگانیستی،مکانیستی ، جامعه و ... بکار رود. [۲۳, ۲۴]

-سیبرنتیک علمی است که از یک سو سیستم های نسبتا باز را از دیدگاه تبادل متقابل اطلاعات میان انها و محیطشان مورد بررسی قرار می دهد و از سوی دیگر به بررسی ساختار این سیستم ها از دیدگاه تبادل متقابل اطلاعات میان عناصر مختلف اشان میپردازد. [۲۵]

-سیبرنتیک به سه بخش کلی نظری، عملی (تجربی و مدلسازی) و مهندسی تقسیم می شود، و از اینده ی ریاضیات،منطق ، زیست شناسی، کنترل خودکار و نظریه اطلاعات به وجود امده است. [۲۶]

-سیبرنتیک به طور کلی عبارت است از تدوین یک برخورد عام با مساله بررسی و پژوهش فرایندهای اینده کنترل در انواع گوناگون سیستم ها. [۲۷, ۲۸]

در واقع روش مدلسازی استفاده شده در این تحقیق روشی رفتاری و مدل بدست آمده در این تحقیق مدلی اطلاعاتی است. لازم به توضیح است هرچیزی که منجر به تغییر دانش ما در شناخت یک پدیده گردد به گونه‌ای اطلاعات ما را نسبت به آن پدیده افزایش داده است. اما اطلاعاتی که ما از آن سخن می‌گوییم همان چیزی است که با ظهور سیبرنتیک، جایگاه ویژه‌ای یافت و به عنوان یک ماهیت مستقل مورد مطالعه قرار گرفت. اگر بپذیریم که اطلاعات در تعامل با ماده و انرژی است. [۲۹]تعامل ماده و اطلاعات منجر به تولید کالا و تعامل اطلاعات و انرژی مفهوم کار را بوجود می‌آورد. انرژی ماهیتی مستقل و مجزا دارد، لذا تغییر در اطلاعات لزوما با تغییر در ماده و انرژی همراه نخواهد بود و فقط از طریق بررسی تغییرات ماده و انرژی، اطلاعات شناخته نمی‌شود. همانطور که وینر می‌گوید: "اطلاعات نه ماده است نه انرژی، اطلاعات اطلاعات است" و بولدینگ می‌گوید: " اطلاعات سومین بعد اساسی است که از جرم و انرژی فراتر است" و یا اینکه: " اطلاعات تغییری است که منجر به تغییر می‌شود" [۳۰] اطلاعات مثل نرم افزار کامپیوتر است که دیده نمی‌شود ولی از روی آثارش می‌توان به وجود آن پی برد.

[1] Autism Spectrum Disorder
[2] Morphological
[3] Quantitative Electro Encephalography
[4] Power Spectral Density (PSD)
[5] Coherence
[6] Asymmetry
[7] Brain rate
[8] Autism Spectrum Quotient
[9] Short Time Fourier Transform
[10] Short Time Fourier Transform Band width

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1394.9.3.1.8]

مدل اطلاعاتی این تحقیق مبتنی بر **قطع پوآنکاره** است که در ادامه به توضیح قطع پوآنکاره خواهیم پرداخت. در فضای m بعدی نقاط تقاطع متوالی P_0 و... از تراژکتوری با یک اَبَر صفحه m-1 بعدی - که به عنوان مقطع پوآنکاره در نظر گرفته شده است- قطع پوآنکاره نامیده می‌شود. نگاشت پوآنکاره[1] نمایشی m-1 بعدی و گسسته از دینامیک و دارای خصوصیات توپولوژیکی پیوسته سیستم است. [۳۱-۳۳]که به نامهای پوآنکاره، ترسیم پوآنکاره[2] و ترسیم لورنز[3] نیز شناخته می‌شود. [۳۴-۴۱] اگر بتوان دینامیک را در حد یک قانون معین[4] (در مقابل تصادفی) ساده کرد،آنگاه هر نقطه تقاطع بر روی مقطع پوآنکاره را می‌توان از روی نقاط قبلی با به کارگیری تابعی مانند F که نگاشت بازگشتی[5] نامیده می‌شود با رابطه $P_n = F(P_{n-1})$ تولید نمود. [۴۲]در سالهای اخیر، استفاده از روش‌های غیرخطی در مدلسازی و پردازش سیستم‌های زیستی رشد چشم‌گیری داشته‌است. در تعدادی از تحقیقات، شاخص‌هایی همچون بعد همبستگی، بعد فرکتال و نمای لیاپانف به منظور پردازش سیگنال‌های زیستی استفاده شده‌است.[۴۳-۴۵]. اما بیشترین سهم متعلق به نگاشت‌های بازگشتی است[۴۶-۴۸] توجه شود بین نگاشت و مدلهای AR تفاوتهای بنیادینی وجود دارد که در جدول ۱برخی تفاوتهای معنایی بین مدل AR ونگاشت آمده است.

جدول ۱برخی تفاوتهای معنایی بین مدل AR ونگاشت

مدلهای *AR*	مدلهای مبتنی بر نگاشت
علت معلول را زنجیره ای میدانند	علت و معلول حلقوی تعریف میشوند
از دل معادلات دیفرانسیل استخراج شده اند (مثل الگوریتم حل رانگاکوتا)	از رفتار پدیده استخراج شده اند (مثل نگاشت لاجستیک که مدل جمعیت است)
فرض بر تصادفی بودن فرایند است که در روشهای تخمین پارامتر مشهود است	فرض بر معین بودن فرایند با عدم قطعیت است.
نمودار بایفورکیشن ندارند	نمودار بایفورکیشن دارند زیرا با مدلسازی کیفیت سر وکار دارند
X_1 و X_2 دو نقطه هستند و هیچ چیزی بین آنها نیست.	X_1 و X_2 هر یک حادثه هستند (در لاجستیک جمعیت سال اول و سال دوم)
خطی سازی انجام شده	خطی سازی انجام نشده است

البته در کاربردِ نگاشت‌های بازگشتی به عنوان مدل یک سیستم زیستی چالش‌هایی از قبیل چگونگی انتخاب ساختار نگاشت و تخمین پارامترهای نگاشت وجود دارد که به نظر نمی‌رسد حتی در آینده‌ای دور راه حل مناسبی برای غلبه بر آنها یافت شود. به همین دلیل در بسیاری از تحقیقات یاد شده، به ارائه‌ی تناظر کلی بین **رفتارهای سیستم** واقعی و مدل بسنده شده است. [۴۹, ۵۰]از دیدگاه مهندسی علاوه بر ساختار مدل، تخمین پارامترها هم از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. در واقع قابلیت-های یک مدل در پیش‌بینی و شناسایی رفتار سیستم به طور خاص به ارائه‌ی تخمینی مناسب از پارامترهای مدل وابسته است.

در این مقاله ابتدا به بیان مراحل مدلسازی اطلاعاتی با استفاده از قطع پوآنکاره می‌پردازیم، آن‌گاه با تکیه بر رخدادهای به وقوع پیوسته و مفهوم اطلاعات و نسبی‌نگری، با استفاده از قطع پوآنکاره و نگرش اطلاعاتی به تشخیص تغییر دینامیک در اختلال اُتیسم خواهیم پرداخت. در مراحل مدلسازی ضمن معرفی هر مرحله به پیاده سازی آن مرحله بر سیگنال EEG کودکان اُتیسمی خواهیم پرداخت و در پایان نیز نتیجه این بررسیها در تعیین بعنوان الکتروانسفالوگرافِ کیفی[6] و نه کمی (QEEG) معرفی خواهد شد.

۲- روش کار

اتصالات مکانی و تعاملات عملکردی تعداد بسیاری از نورون‌ها و سیناپس‌ها، حلقه های فیدبک مثبت و منفی بیشماری را در مغز ایجاد نموده است. این شبکه‌ی پیچیده که به مثابه یک سیستم باز در تعامل لحظه به لحظه با محیط است، الگوهای آشوبگونه گذرایی را تولید میکند که در ثبتهاب EEG، بfMRI و همچنین سریهای زمانی ثبت شده از فعالیت نورون و یا جمعیتهای نورونی قابل تشخیص است. اختلال اُتیسم از دیدگاه ما یک مشکل در شبکه ارتباطاتی و اطلاعاتیِ مغز است که این مشکل به مرور زمان به مشکلی سخت افزاری و فیزیولوژیک تبدیل می-گردد و علت نتایج متناقض گزارش شده در تحقیقات مختلف [۷] آن است که این مشکل ارتباطاتی و اطلاعاتی، در مغز در افراد مختلف به شکلهای مختلف و بعضاً متناقض نمایان می‌گردد. در برخی بخش خاکستری مغز کوچک می‌گردد و در برخی بزرگتر است، در برخی منجر به اختلال در صحبت کردن می‌گردد و در برخی موجب اختلال در راه رفتن، هم افراد با IQ بالا مبتلا هستند و هم افراد با IQ پایین و علت "طیف" نامیده شدن نیز همین است. در واقع با نگاه کل‌نگر و سیبرنتیکی به این اختلال درمی‌یابیم که این اختلال در واقع یک اختلال در تعاملات بخشهای مختلف مغز است و به تعبیر دیگر اختلال در جریان اطلاعات در مغز می‌باشد، مثلاً نیمکره چپ مغز به تنهایی خوب عمل می‌کند، اما هنگامی که در تعامل با نیمکره راست قرار می‌گیرد دچار اختلال در عملکرد می‌شود و به همین دلیل در کارهای ترکیبی و اعمالی که به تعامل با محیط بیرون و تعامل بین اعضا نیاز دارند، این مبتلایان دچار اختلال هستند. برخی اختلال در تکلم دارند، برخی اختلال در راه رفتن دارند، برخی از تماس چشمی پرهیز شدید می‌کنند و ... فلذا راهبرد بایستی اطلاعاتی و سیبرنتیکی باشد تا بتوانیم علاوه بر تشخیص تغییر دینامیک در آینده ای نزدیک حتی به تشخیص زود هنگام این اختلال (بصورت سیگنالی و پاراکلینیکی) رسیده قبل از تظاهرات بالینی اقدام به توانمند سازی کودک گردد. ابزار اصلی در استخراج اطلاعات از سیگنال در این تحقیق قطع پوآنکاره است و به طور کلی اعمال قطع

[1] Poincare Map
[2] Poincare Plot
[3] Lorenz Plot
[4] Deterministic
[5] Recurrent Map
[6] Qualitative EEG (QuEEG)

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1394.9.3.1.8]

پوآنکاره با هدف مدلسازی سیگنالی (و نه کنترل سیستمی) در پنج مرحله انجام شده است که عبارتند از: بازنمایی در فضای مناسب، انتخاب مقطع مناسب، اعمال قطع، انتقال به فضای پوآنکاره و استخراج ویژگی.

به دلیل تنوع موجود، گاهی روش به کار گرفته‌شده، در کاربردهای مختلف، فاقد یکی یا بعضی از این مراحل است، که در توضیح هر مرحله به آنها اشاره خواهد شد. سه روش کلی برای اعمال قطع پوآنکاره وجود دارد که این روشها عبارتند از: ۱-نمونه‌برداری زمانی، ۲-نمونه برداری مرتبط با رویدادی خاص و ۳-روش هندسی. نمونه برداری زمانی که **قطع پوآنکاره‌ی استروبوسکوپی** هم نامیده می‌شود، [۵۱] بیشتر در مطالعه‌ی رفتار سیستم‌های غیرخودتحریک با یک ورودی متناوب بکار می‌رود. استروبوسکوپی در حالی به عنوان منشأ ایده‌ی پوآنکاره شناخته می‌شود، که نقطه‌ی قوت قطع پوآنکاره برخورد هندسی با تراژکتوری‌ها در عین بی‌توجهی به زمان نمونه‌برداری است. روش دوم - نمونه برداری مرتبط با رویدادی خاص - بیشتر به آشکارسازی پیک‌ها می‌پردازد، نمونه‌ی متداول آن فاصله‌ی زمانی بین دو ضربان متوالی قلب است[1]. روش سوم - قطع هندسی - یک روش کلی است و اختصاص به کاربرد خاصی ندارد. روش استفاده شده در این تحقیق روش قطع پوآنکاره هندسی است که در ادامه به بررسی آن خواهیم پرداخت. لایه های قطع پوآنکاره هندسی عبارتند از: بازنمایی در فضای مناسب، انتخاب مقطع مناسب، انتقال به فضای پوآنکاره و استخراج ویژگی.

در لایه اول تبدیل به فضای هندسی صورت میگیرد، در این لایه رفتار زمانی به هندسه تبدیل میگردد و استراتژی بر اساس هندسه تدوین میگردد، در لایه دوم با با توجه به لایه اول و هندسه موجود مقطع پوآنکاره انتخاب میگردد و در لایه سوم تبدیل به فضای پوانکاره و استخراج ویژگی انجام میگردد.

۲-۱ لایه اول بازنمایی در فضای مناسب

اولین لایه که مهمترین لایه نیز به شمار میآید بازنمایی در فضایی مناسب نامیده شده است. در این لایه استراتژی حل مسأله بر هندسه نقاط (چینش نقاط) نهاده میگردد. نقاط حاصل از قطع، ممکن است یک منحنی (در حالت معمول خط راست)، یک صفحه، یک فضای سه بعدی یا ... باشد. اعمال قطع پوآنکاره حداقل منجر به کاهش یک بعدیِ فضا می‌شود. (به طور دقیق می‌توان گفت این کاهش بعد، با اختلاف بعد مقطع و تراژکتوری‌ها برابر خواهد بود) بنابراین، لازم است تراژکتوری‌ها در فضایی مناسب –با بعد بیشتر از مقطع–بازنمایی‌شوند.

در مسائل مدلسازی سیگنالی فقط امکان ثبت سیگنال به عنوان خروجی سیستم وجود دارد و از قانون تعاملات و متغیرهای مستقل و وابسته سیستم و بطور خلاصه فرمول سیستم اطلاع نداریم. در این گروه ازمسائل، تنها سری زمانی ثبت می‌شود. به عنوان مثال می‌توان به ثبت چند کاناله‌ی یک سیگنال زیستی مانند EEG، ECG ،PPG و.. اشاره کرد. راه حل‌های مختلفی به منظور بازنمایی با هدف مدلسازی سیستم با استفاده از سیگنال وجود دارد رایج‌ترین آنها عبارتند از: بازسازی فضای فاز توسعه‌یافته، نمایش صفحه‌ی فاز بر اساس تفاضلات یک متغیر پایه و نسبی‌نگری، که به توصیف هریک از آنها خواهیم پرداخت.

۲-۱-۱ 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 وخواص پایه‌ی یکسان بازسازی کرد.[۵۲] این خواص پایه شامل بعد، طیف لیاپانف و آنتروپی می‌باشد. [۵۳]ایده‌ی اصلی در بازسازی فضای فاز و مطالعه‌ی دینامیک یک سیستم این است که نمونه‌ی فعلی در سری زمانی از روی نمونه‌ی قبلی بدست می‌آید، همچنین سری زمانی از یک معادله‌ی دیفرانسیل یا یک نگاشت بازگشتی تبعیت می‌کند[۵۴]. درحالی که استفاده از مدل‌ها و روش‌های پردازشی تصادفی به دلیل غیرعلّی بودن سیستم‌های زیستی رواج بسیاری یافته‌است، استفاده از قضیه‌ی تیکنز در بازسازی فضای فاز مستلزم فرض معین۲ و تغییر ناپذیر دانستن۳ سیستم‌های زیستی است.[۵۳] به منظور بازسازی فضای فاز اطلاع از بُعد فضای اصلی و مقدار تأخیر ضروری است، لذا باید تخمین زده‌شوند. نکته‌ی قابل ملاحظه آن است که برای تخمین مقدار تأخیر و بُعد بازسازی بیش از یک روش وجود دارد، به عنوان مثال مقدار تأخیر را هم از طریق خودهمبستگی و هم اطلاعات متقابل تخمین [۵۵] می‌زنند. برای تخمین بعد هم می‌توان روش هایوچی، نزدیک‌ترین همسایه‌ی اشتباه را نام برد. نکته‌ی قابل تأمل این که خود همبستگی یا اطلاعات متقابل در حوزه‌ی سیگنال‌های تصادفی تعریف می‌شوند وکاربرد آنها در تخمین از روی سیگنال‌های دینامیک که متغیرها در هر لحظه از روی مقادیر قبلی با یک فرمول معین بدست می‌آیند قابل تأمل است. [۵۶, ۵۷]این در حالی است که بازسازی فضای فاز مستلزم فرض-هایی است که صحت آن‌ها هنوز اثبات نشده‌است. علاوه بر این فضای فاز بازسازی شده به زمان تأخیر و بعد بازسازی حساس است. در حالی که مقادیر تخمین زده شده به روش‌های مختلف از اختلاف قابل توجهی برخوردار هستند. همچنین بیشتر اوقات بعد تخمین زده شده بیش‌تر از ۳ است و به دلایل عملی سیگنال در ۲ یا ۳ بعد نمایش داده می‌شود. [۵۸, ۵۹]در حقیقت بعد بازسازی تخمین زده شده، بدون استفاده رها می‌شود. [۶۰]نکته‌ی قابل تأمل دیگر این که در فضای بازسازی شده محدوده‌ی تمام متغیرها همان محدوده‌ی متغیر مورد استفاده به منظور بازسازی است.در [۶۱] نمایشی از EEG در دو بعد و با تأخیرهای بازسازی مختلف نمایش داده شده‌است. به دلایل گفته شده اگرچه بیشتر تحقیقات

[1] R-R interval (Beat to beat interval)

[2] Deterministic
[3] Time Invariant

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1394.9.3.1.8]

بازسازی فضای فاز را به عنوان پایه‌ی تئوریک روش حل مسأله بیان می‌کنند، در عمل از این شیوه پیروی نمی‌کنند.

۲-۱-۲ نمایش صفحه‌ی فاز بر اساس تفاضلات یک متغیر پایه

در این حالت فرض می‌شود که فضای فاز از یک متغیر پایه و مشتقات متوالی آن شکل می‌گیرد. بازنمایی به این روش توصیف‌گر صفحه‌ی فاز سیستم است. اگرچه ممکن است چنین نمایشی فضاهایی با بعد بیش از ۲ را هم در برگیرد. اختلاف اساسی چنین روشی با روش تیکنز در این است که بجای تولید متغیرها از طریق شیفت زمانی متغیر ثبت شده، با گرفتن مشتق (دیفرنس) از سری زمانی در دسترس به متغیرهای جدید می‌رسند. در این بازنمایی مقادیر سری زمانی ثبت شده را بر روی محور افقی و به طور متناظر اختلاف هر دو نمونه‌ی متوالی را بر روی محور عمودی نشان می‌دهند. در واقع این روش از تغییرات در هر نقطه را به نمایش می‌گذارد. یکی از نمونه‌های متداول استفاده از این روش مطالعه‌ی مرکز فشار در کف پا به هنگام ایستادن (COP) و تغییرات آن در مطالعه‌ی سیستم عصبی- عضلانی می‌باشد. [۶۲]

۲-۱-۳ نسبی‌نگری

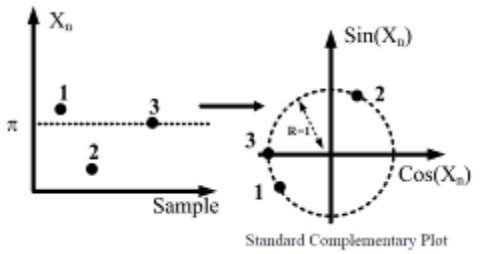
این روش با نگاهی نسبی به سیستم همراه است. در این روش بسته به فرکانس نمونه‌برداری می‌توان هر نمونه را براساس نمونه‌ی قبلی نمایش داد.آنچه در بازسازی فضای فاز براساس تئوری تیکنز اتفاق می‌افتد، نیز بیشتر اوقات به چنین نمایشی می‌انجامد. با وجود این دو تفاوت عمده‌ی این روش با بازسازی فضای را می‌توان در عدم نیاز به برآورد تأخیر و بعد سیستم و نیز عدم ادعای این شیوه در رسیدن به متغیرهایی جدید از سیستم و بازنمایی آنهاست. در بیشتر منابع به چنین نمودارهایی نمودار لورنز یا نمودار پوآنکاره می‌گویند، اما تفاوت اساسی این روش با نمودار پوآنکاره این است که نمودار بازنمایی شده به این طریق از قطع پوآنکاره بدست نیامده‌است.[۳۶, ۴۱, ۶۰]

۲-۱-۴ نمودارهای مکمل[1]:

این روش امکان بازنمایی سری زمانی در یک صفحه‌ی مختلط را فراهم می‌کنند و شامل مجموعه ای از آماده سازیها می‌گردد. نمودارمکمل یک سری زمانی با گرفتن سینوس و کسینوس از هر مقدار یک سری زمانی و ترسیم آن در صفحه X-Y و کشیدن وتر بین نقاط - برای نمایش اتنقال- بدست می‌آید [۶۳] یکی از کاربردهای این نمودارها بررسی وجود الگوهای شبیه ماندالا[1] در حلقه های متحدالمرکز است. در واقع ترسیم سینوس و کسینوس در نمودارهای مکمل روشی برای بررسی دینامیک دو عنصر متضاد اما کامل کننده است. به عبارت دیگر روشی ساده برای تحلیل یک سریِ زمانی ایجاد شده از عناصر متضاد همراه[2] است که تایید کننده فعالیتهای متضاد اما تکمیل کننده‌ی اعصاب سمپاتیک و پاراسمپاتیک در یک فرایند نروفیزیولوژیک است. [۶۳] کاربرد دیگر این روش نمایش گونه‌ای از نرمالسازی سیگنال است که در آن اثر دامنه حذف شده است و فقط فاز مورد توجه ویژه قرار گرفته است. و با توجه به مثلث ماده، انرژی و اطلاعات با حذف انرژی از بررسی سیگنال بررسیها به بعد سوم یعنی اطلاعات میرود. استفاده از نمودارهای مکمل در بازنمایی به منظور اعمال قطع پوآنکاره فاقد پیشینه است و برای اولین بار در این تحقیق مورد استفاده قرار می‌گیرد. این بازنمایی، یک تبدیل نمایی مختلط از سیگنال است و به این منظور یک نگاشت نمایی از حوزه‌ی اعداد حقیقی به اعداد مختلط تعریف می‌شود، آنگاه برای نمایش این اعداد از محورهای مختصات دکارتی استفاده می‌کنیم، برد چنین نگاشتی دایره‌ای به شعاع واحد خواهد بود.

$$x(t)=x_1x_2x_3\ldots x_n$$
$$x_k\in x(t)\rightarrow Z_k=\cos(x_k)+i*\sin(x_k)$$
$$k=1,\ldots,n\rightarrow|Z_k|<1 \qquad (۱)$$

قسمت موهومی عدد مختلط متناظر با هر نمونه از سری زمانی بر روی محور عمودی و بخش حقیقی آن را بر روی محور افقی قرار خواهد داشت. همه‌ی اعداد مختلط حاصل، از لحاظ دامنه مقداری یکسان دارند و این فاز نقاط است که دارای اندازه‌هایی متفاوت است. بدلیل متناوب بودن نگاشت، نقاطی که دارای فاز یکسان هستند لزوما در سری زمانی از دامنه‌ی یکسانی برخوردار نیستند، لذا این تبدیل یک به یک نیست، لذا برگشت‌پذیر نمی‌باشد. این دسته نمودارها را نمودار مکمل استاندارد[3] می‌نامیم در واقع یک تبدیل سینوسی از سیگنال مطابق شکل ۱ است.

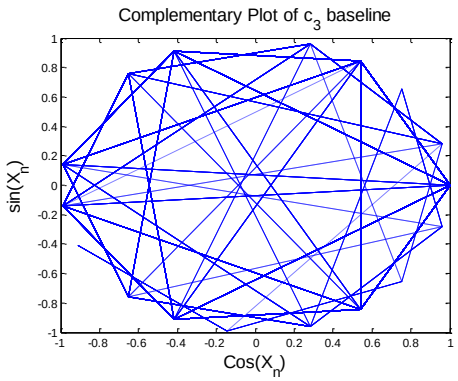


شکل ۱ بازنمایی مکمل استاندارد

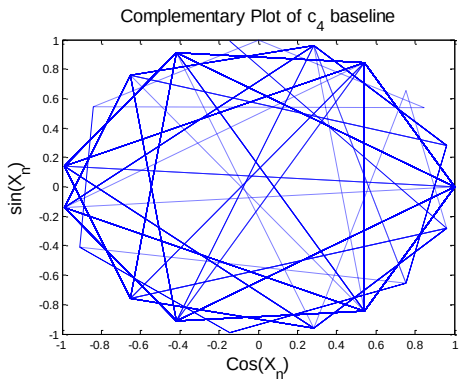
درشکل ۲ نمودار مکمل استاندارد شخص سالم و اُتیسمی ترسیم شده است و الگوهای شبیه ماندالا (وجود حلقه های متحد المرکز) در سیگنال کودک دچار اختلال اُتیسم به وضوح مشاهده می‌شود، البته همانطور که در [۶۳] گفته شده است این شرط برای تشخیص اختلال در یک سیگنال حیاتی کافی نیست.

[1] Mandala Like Patterns
[2] Terms of Coexisting Opposites
[3] Standard Complementary Plot

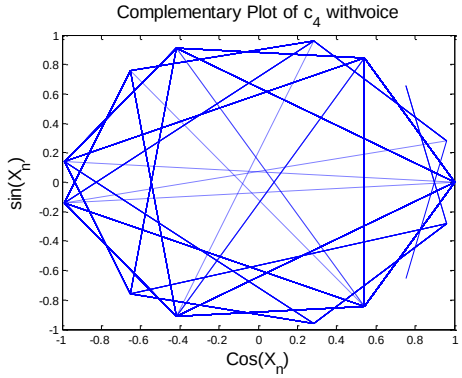
[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1394.9.3.1.8]



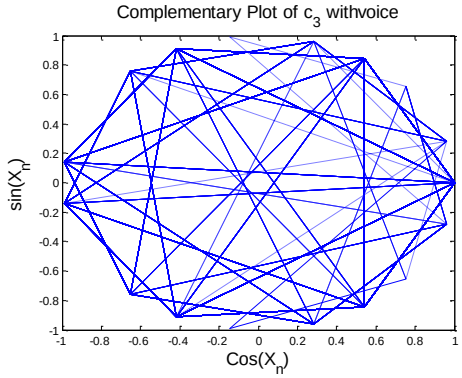
الف۱



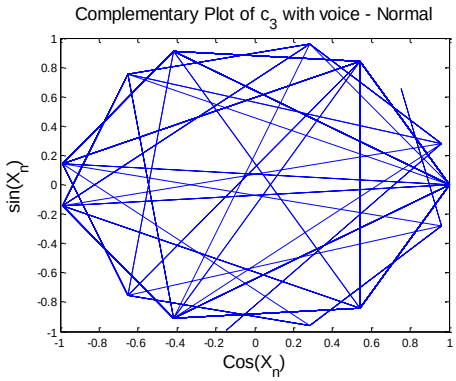
الف۲



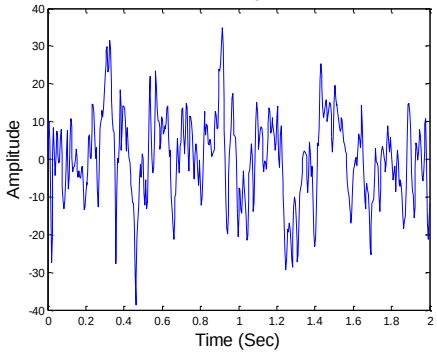
ب۱



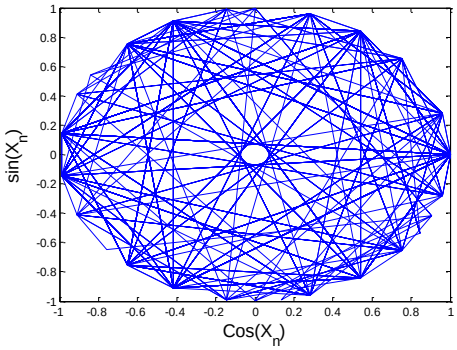
ب۲



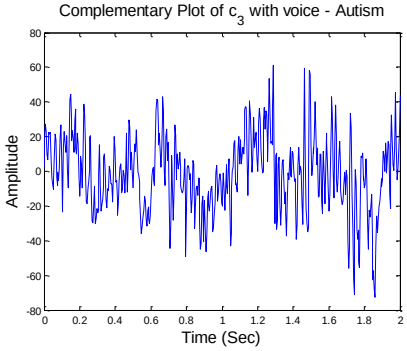
الف۱



الف ۲



ب۱

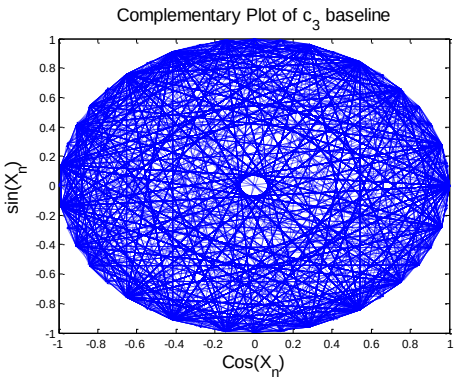


ب۲

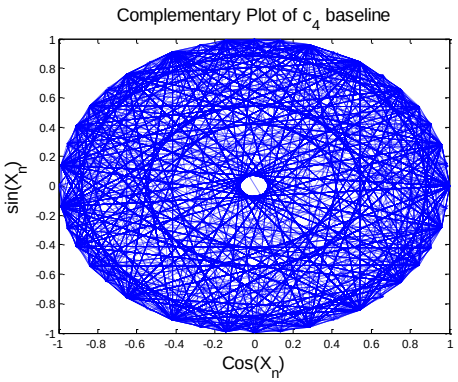
شکل ۲ بازنمایی سیگنال EEG به روش نمودار مکمل استاندارد برای سیگنالها با طول ثابت (۸ ثانیه با فرکانس ۲۵۶) و شرایط ثبت یکسان الف. سالم ب. ASD

(الف) سالم (ب) ASD

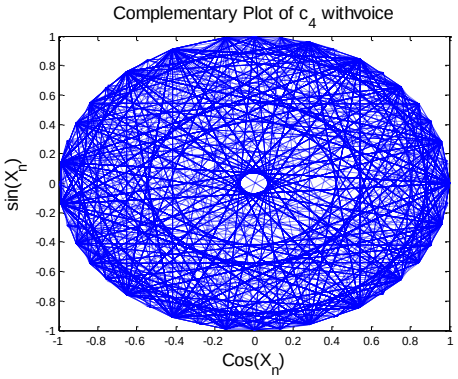
[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1394.9.3.1.8]



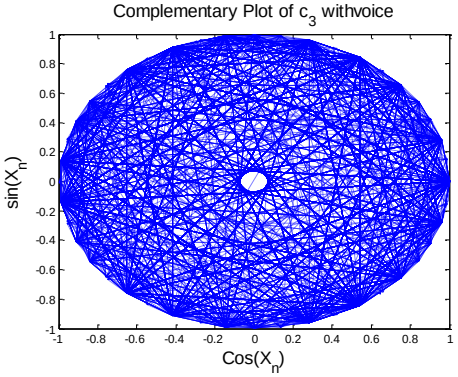
الف۱



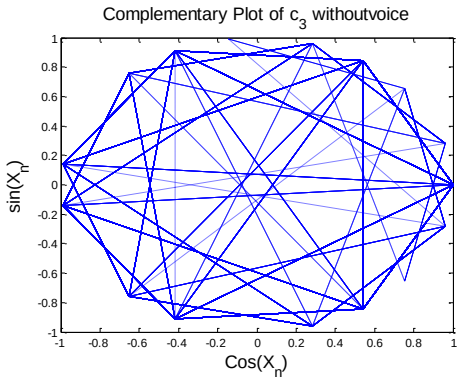
الف۲



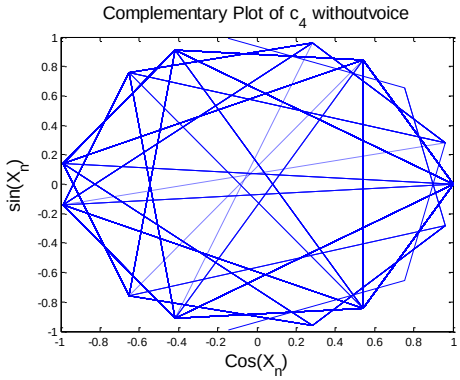
ب۱



ب۲



پ۱



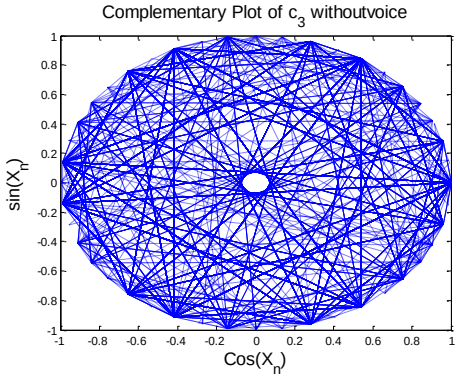
پ۲

شکل ۳. بازنمایی سیگنال EEG کودک سالم به روش نمودار مکمل استاندارد برای سیگنال با طول ثابت (۸ ثانیه با فرکانس ۲۵۶) و شرایط مختلف روی دو کانال C3 (نماینده نیمکره چپ که در شکلها شماره ۱ دارند) و C4 (نماینده نیمکره راست که در شکلها شماره ۲ دارند) الف. وضعیت زمینه ب. وضعیت با صدا پ. وضعیت بدون صدا

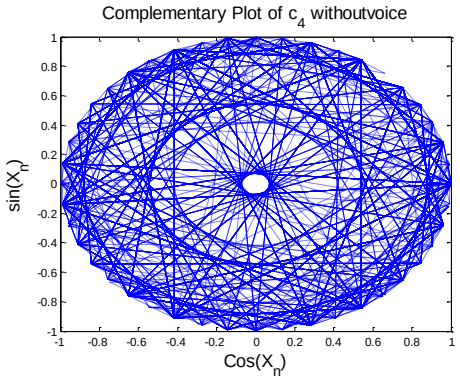
در شکل ۳ بازنمایی سیگنال EEG کودک سالم و در شکل ۴ کودک ASD به روش نمودار مکمل استاندارد برای سیگنال با طول ثابت (۸ ثانیه با فرکانس ۲۵۶) در شرایط زمینه (کودک روی صندلی نشسته بدون پخش انیمیشن) با صدا (کودک روی صندلی نشسته و در حال تماشای انیمیشن باصدا است) و بدون صدا (کودک در حال تماشای همان انیمیشن مرحله قبل و بدون صدا است) و روی دو نیمکره چپ و راست، نمایش داده شده است.

مقایسه این دو شکل در وضعیتهای یکسان و کانالهای یکسان بخوبی تفاوت مشهود بین الگوی تغییرات سالم و ASD را نشان میدهد و اینکه الگوهای ماندالا گونه در ASD در همه حالات و زمانها مشهود است اما در کودکان سالم این الگو مشاهده نمیگردد که با استفاده از قطع پوآنکاره کمی خواهد گردید.

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1394.9.3.1.8]



پ۱

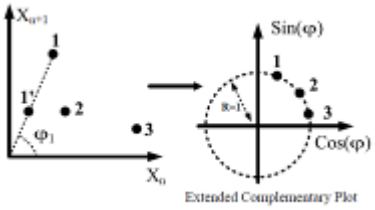


پ۲

شکل ۴. بازنمایی سیگنال EEG کودک ASD به روش نمودار مکمل استاندارد برای سیگنال با طول ثابت (۸ ثانیه با فرکانس ۲۵۶) و شرایط مختلف روی دو کانال C3 (نماینده نیمکره چپ که در شکلها شماره ۱ دارند) و C4 (نماینده نیمکره راست که در شکلها شماره ۲ دارند)
الف. وضعیت زمینه ب. وضعیت با صدا پ. وضعیت بدون صدا

۲-۱-۵ نمودار مکمل توسعه یافته[1]

یک روش دیگر برای دستیابی به نمودارهای مکمل که اولین بار در این تحقیق معرفی شده است، ترکیبی از روشهای بازنمایی نسبی‌گرا و نمودار مکمل است که هدف اصلی آن توجه ویژه به فاز (اطلاعات) و حذف تأثیر دامنه (انرژی) بر مطالعات سیگنال است. روش کار بدین ترتیب است که ابتدا نسبی گرایی در بازنمایی یا هر نمونه بر اساس نمونه‌ی قبلی نمایش داده می‌شود، سپس کسینوس و سینوس زاویه‌ی شکل گرفته بین محور افقی و خطی که هرکدام از نقاط را به مبدأ مختصات متصل می‌کند در نظر گرفته می‌شوند به این ترتیب در بازنمایی نسبی گرایی محور افقی و عمودی به عنوان قسمت های حقیقی و موهومی یک عدد مختلط در نظر گرفته می‌شوند. (شکل ۵) و نمایش این نقاط مختلط در سیستم مختصات دکارتی نیز یک نمودار مکمل را شکل خواهد داد. در این روش نقاطی که بر روی یک خط قرار دارند- یا به عبارت دیگر نسبت نمونه‌ی فعلی و قبلی در آنها مقداری ثابت است- بدون توجه به مقدار مطلق دامنه و انرژی به عنوان نقاطی یکسان بازنمایی می‌شوند. همانطور که در شکل ۵ مشاهده می‌شود در فضای مکملِ توسعه یافته، اثری از دامنه وجود ندارد و نقاطی که روی یک زاویه هستند در فضای جدید برهم منطبق خواهند شد.



شکل ۵ طریقه اعمال نمودار مکمل توسعه یافته

به نظر می‌رسد بخش اعظم روش‌های مورد استفاده به منظور مدلسازی و پردازش سیگنال بر اصالت مقدار مطلق انرژی بنا شده‌اند. در نگاشت‌های بازگشتی این دامنه‌ی سری زمانی است که باید توسط دامنه‌ی- انرژی- خروجی مدل دنبال شود. در مدل‌های پارامتری و پیش‌بین با استفاده از یک تابع هزینه سعی در تخمین پارامترهای مدل به گونه‌ای دارند، که دامنه – یا همان انرژی- خروجی آنها هرچه بیشتر به دامنه‌ی سیگنال مورد مطالعه نزدیک باشد. در نمای لیاپانف این تفاوت در تغییر مقدار مطلق دامنه (انرژی) سیگنال به ازای دو شرط اولیه نزدیک به هم است که مورد نظر است. در تحلیل طیف توان این دامنه‌ی سیگنال (انرژی آن) در فرکانس‌های مختلف است که باهم مقایسه می‌شوند. استخراج متغیرهای آماری و ممان‌ها نیز با تکیه بر مقادیر انرژی صورت می‌گیرد. به نظر می‌رسد تعداد معدودی از شاخص‌ها مانند بعد همبستگی، به مقدار مطلق انرژی توجه جدی ندارند. شمارش نقاط درون دایره‌ای که شعاع آن در محدوده‌ی مقیاس بندی[2] است در محاسبه‌ی بعد همبستگی، براساس مقدار مطلق انرژی صورت نمی‌گیرد و این تشابه مقدار انرژی نقاط به هنگام شمارش است معیار قرار گرفتن آنها درون دایره خواهد بود. با توضیحاتی که در این مقاله درباره‌ی قطع پوآنکاره خواهیم داد، می‌توان ادعا کرد که در این شیوه‌ی مدلسازی توجه به انرژی -به صورت مطلق و حتی نسبی - در پایین‌ترین سطح ممکن خواهد بود.

اهمیت نپرداختن یک شیوه‌ی پردازشی به انرژی یک سیستم – به طور مطلق یا نسبی- در این است که وقتی انرژی معیار شناخت نباشد، باید شناخت را به بعد سوم سیستم‌های سه وجهی یا همان اطلاعات مرتبط دانست. از آنجایی که در سیبرنتیک اطلاعات به عنوان وجه سوم ماهیتی مجزا از انرژی و ماده و البته در ارتباط و تعامل با آنهاست، مدلسازی اطلاعاتی باید گونه‌ای از مدلسازی باشد که اطلاعات وجه غالب آن است و قطع پوآنکاره به این مضمون بسیار نزدیک است. در این رابطه مؤلفین در تمامی مراحل مدلسازی سعی دارند تا حد ممکن نقش انرژی را کاهش دهند. در بین روش‌های بیان شده به منظور بازنمایی روش

[1] Extended Complementary Plot

[2] Scaling Region

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1394.9.3.1.8]

نمودارهای مکمل است که در بازنمایی،مفهوم فاز را جایگزین انرژی کرده است.

۲-۲ لایه دوم انتخاب مقطع مناسب

پس از بازنمایی در فضای مناسب بایستی مقطع مناسب انتخاب و انتقال به فضای پوآنکاره و استخراج ویژگی نیز پس از انجام می‌شود.این مرحله از اهمیت فراوانی برخوردار است و معیارهای متعددی به منظور انتخاب مقطع مناسب می‌توان تعیین نمود که البته به هدف از اعمال قطع پوآنکاره وابسته است. چنانچه هدف تعیین نوع دینامیک سیستم – پریودیک یا آشوب‌گونه باشد- وقتی مقطع پوآنکاره به درستی انتخاب شده‌است که تمام حلقه‌های تراژکتوری را قطع کند.[۶۴] 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 می-گویند. 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 توسعه یافته باشد، بدون تقلیل بعد بازسازی باشد. یعنی نباید برای بازسازی یک سری زمانی با بعد بازسازی ۳ از صفحه و از فضای سه بعدی وقتی بعد بازسازی بیشتر از ۳ است استفاده کرد. چرا که در این صورت نمی‌توان مطمئن بود که تراژکتوری خودش را در نقاط قطعی که تکرار می‌شوند، قطع کرده‌است. علاوه بر این زمان غیر صریح است و نقاط قطع تنها یک توالی زمانی دارند و درباره‌ی 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 است که با وجود این که فاصله‌ی زمانی بین دو پیک متوالی R است، در هربار تقاطع تغییر کرده و HRV را پدید می‌آورد. با استفاده از فضای فاز و نتایج قطع پوآنکاره تنها می‌توان از ترتیب زمانی نقاط مطلع شد ودرباره‌ی فاصله‌ی زمانی بین نقاط نمی‌توان اظهار نظر نمود. [۳۴]

۲-۳ انتقال به فضای پوآنکاره و استخراج ویژگی

در این لایه با توجه به استراتژی هندسی اتخاذ شده و لایه های قبلی ویژگیها استخراج میگردند و توجه ویژه به کیفی بودن ویژگیها میباشد.

۳-دادگان

چگونگی ثبت سیگنال EEG به علت دارا بودن اطلاعات مهم و در عین حال نویز و اغتشاشات زیاد، از اهمیت بالایی برخوردار است. نویزهایی مانند آرتیفکتهای حرکتی ، مشکلات رسانایی در الکترودگذاری، نویز برق شهر و اثرات ناشی از سایر سیگنالهای حیاتی مانند ECG و EOG و ... عواملی هستند که اهمیت چگونگی ثبت EEG را نشان می‌دهد. علاوه بر این موارد نوع ثبت از نقطه نظر اینکه چه ویژگیهایی مورد نظر است اهمیت دارد و این امر اهمیت مکان الکترودها را نشان می‌دهد. استانداردهایی برای مکان الکترود گذاری در ثبت EEG با هدف تعمیم الکترودگذاری تعریف شده اند که مهمترین و عمومی‌ترین استاندارد موجود استاندارد ۱۰-۲۰ می باشد. در حال حاضر بیشتر ثبت های دنیا با این استاندارد انجام می شود و تجهیزات الکتروآنسفالوگرام منطبق بر این استاندارد ساخته می‌شوند. دو نوع مونتاژ برای ثبت معمولاً استفاده میشود که عبارتند از تک قطبی و دو قطبی که در این تحقیق نیز داده‌ها منطبق با این استاندارد و به صورت تک قطبیِ گوش ثبت شده اند، نام‌گذاری الکترودها شامل قوانین زیر است:

نام هر الکترود دارای یک حرف می‌باشد که بیانگر لوب (Lobe) قرار گرفتن آن می‌باشد و شامل:

۱) F[1] (فرونتال)، T[2] (تمپورال)، C[3] (سانترال)، P[4](پریتال)، O[5](اکسیپیتال)، Fp[6](پری فرونتال).

۲) نام هر الکترود با شماره‌ای مشخص می‌شود که اعداد زوج لوب سمت راست و اعداد فرد لوب سمت چپ را مشخص می‌کنند.

۳) اندیس z[7] نمایانگر خط صفر یا محل اتصال دو لوب سمت چپ و راست می‌باشد.

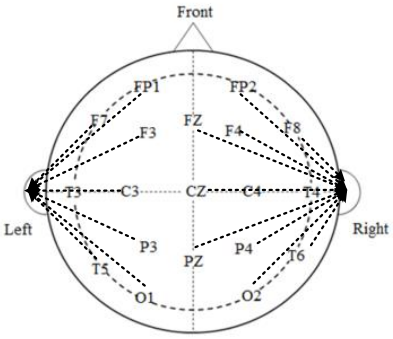
۴) هر چه فاصله از خط صفر (خط عبور کننده از بینی تا پس سر) بیشتر باشد عدد بزرگتر اختصاص داده می‌شود.

منظور از مونتاژ نیز یکی از دشواریهای اصلی در ثبت سیگنال الکتروانسفالوگرافی کودکان ASD عدم همکاری آنها در ثبت است بطوری که در تحقیقات انجام شده به ندرت از ثبت چشم بسته و حتی چشم باز این کودکان صحبت شده است. در این تحقیق با همکاری نزدیک مرکز اُتیسم نور هدایت مشهد و بیمارستان ابن سینا و مرکز جامع توانبخشی آرن بر این دشواریها فائق آمده و حتی یک پرتکل جدید مبتنی بر اشکال رایج در دینامیک مغزی کودکان ارایه گردیده است. این تحقیق بر روی ۳۰ کودک مبتلا به اختلال اُتیسم و ۱۵ کودک سالم در رنج سنی ۳ تا ۱۰ سال انجام گرفته است و دادگان مورد بررسی در این تحقیق در سه دسته قرار می‌گیرند: دسته اول دادگان ثبت شده در بیمارستان ابن سینای مشهد که حین خواب به مدت ۲ ساعت و با سیستم ۱۰-۲۰ ثبت است، دسته دوم دادگان ثبت شده در مرکز جامع توانبخشی و توانمند سازی روانی آرن که در بیداری و با سیستم ۱۰-۲۰ به صورت چشم باز و چشم بسته هریک به مدت ۵ دقیقه، ثبت شده است و دسته

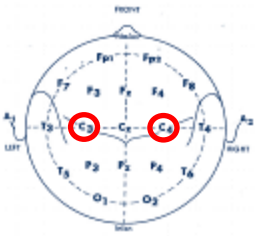
[1] Frontal
[2] Temporal
[3] Central
[4] Parietal
[5] Occipital
[6] Prefrontal
[7] Zero

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1394.9.3.1.8]

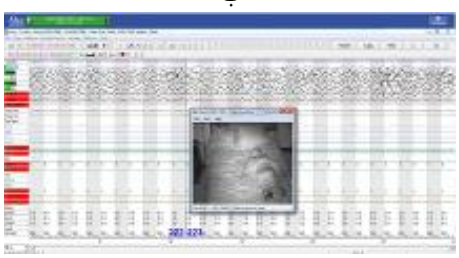
سوم دادگان ثبت شده در اتاق صدای مرکز اُتیسم نورهدایت مشهد به صورت دو کاناله و فقط روی کانالهای C_3 و C_4 در سه وضعیت زمینه(۲ دقیقه)، کارتن با صدا(۵ دقیقه)، همان کارتن بدون صدا(۵ دقیقه)، ثبت شده است. اتاق صدا اتاقی اکوستیک بدون نویزهای محیطی با قابلیت کنترل دقیق صدا و تصویر است که برای توانمندسازی کودک استفاده می‌شود. ضمناً فرکانس نمونه برداری دستگاه در هر سه وضعیت ۲۵۶ است. نکته قابل توجه اینکه در پردازشها پنجره ۲ ثانیه ای از سیگنال در نظر گرفته شده و روی کل سیگنال با فواصل ۲ ثانیه‌ای پردازشها انجام شده است که در شکلهای آتی فقط دو ثانیه از قطع نمایش داده شده است.



الف



ب



پ



ت

شکل ۶ معرفی سه روش ثبت دادگان
الف. مونتاژ تک قطبیِ گوش
ب. نمایی از محل ثبت سیگنال در پرتکل اتاق اکوستیک
پ. نمایی از ثبت حین خواب در بیمارستان ابن سینای مشهد
ت. نمونه فرم آمادگی شرکت در ثبت در مرکز جامع توانبخشی آرن

۴-نتایج

همانطور که در روش کار گفته شد ابزار اصلی در استخراج اطلاعات از سیگنال در این تحقیق قطع پوآنکاره است و به طور کلی اعمال قطع پوآنکاره با هدف مدلسازی سیگنالی (و نه کنترل سیستمی) در پنج مرحله انجام شده است که عبارتند از: بازنمایی در فضای مناسب، انتخاب مقطع مناسب، اعمال قطع، انتقال به فضای پوآنکاره و استخراج ویژگی.

بازنمایی فضا به صورت دو بعدی از دو روش نسبی‌نگری و نمودار مکمل انجام شده و مقطع برای روش بازنمایی نسبی‌نگری یکبار درجه ۱ و یکبار درجه ۲ در نظر گرفته شده است و برای روش بازنمایی نمودار مکمل مقطع دایره در نظر گرفته شده است. فلذا اطلاعات استخراج شده با سه قطع مختلف و در دو فضای متفاوت صورت گرفته است. به نظر میرسد با توجه به دینامیک سیستمهای آشوبگونه برای رسیدن به قطع مناسب دو محدودیت همزمان مورد توجه قرار گرفته است: اولاً بهترین قطع جایی است که بیشترین تعداد قطع را داشته باشیم و ثانیاً محلی باشد که بسط داشته باشیم.

۴-۱ روش بازنمایی نسبی‌نگری و قطع درجه۱

در این حالت از روش بازنمایی نسبی‌نگری و قطع درجه اول با معادله $Y = \alpha X + \beta$ استفاده شده است. در کاربردهای مختلف آنچه مرسوم است قطع با خط $Y = X$ است که بیشترین تعداد نقاط برخورد را تأمین می‌کند [۶۵-۶۷] اما برای شرط دوم قطع یعنی نقاطی که دارای بسط باشد مناسب نیست زیرا در این نقاط نقاطی هستند که مقدار نمونه قبلی و بعدی یکسان شده اند و در واقع نقاط قبض هستند نه بسط. فلذا در الگوریتم تعیین بهترین نقطه قطع معیار دیگری علاوه بر تعداد نقاط در نظر گرفته شد و آن استفاده از یک معیار کارایی زیر در نقاط قطع پوآنکاره می‌باشد.

$$\mathrm{Div} = \sqrt{(x_{k+2} - x_{k+1})^2 + (x_{k+1} - x_k)^2}$$

برای قابل مقایسه بودن مقادیر بسط در قطعهای مختلف (و در نتیجه تعداد نقاط قطع مختلف) معیار Div به صورت زیر اصلاح می‌گردد:

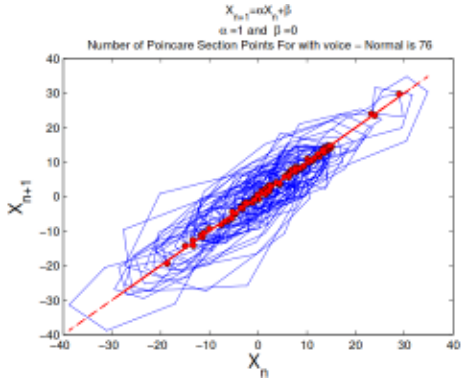
$$\mathrm{Div}ergence = \frac{\mathrm{Div}}{\mathrm{n}}$$

حال با این دو معیار یعنی تعداد نقاط قطع و فاصله نقاط قطع (بصورت جهت دار) می‌توان به قطع مطلوب رسید.

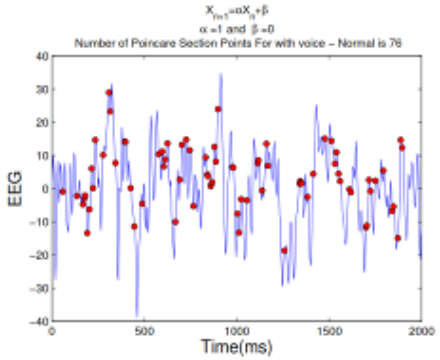
ناحیه ای مطلوبست که تعداد حداکثر و واگرایی هم حداکثر گردد همانطور که از قبل حدس زده می‌شد حوالی خط $Y = X$ بیشترین تعداد نقاط قطع را خواهیم داشت اما معیار بیشترین بسط نشان می‌دهد که

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1394.9.3.1.8]

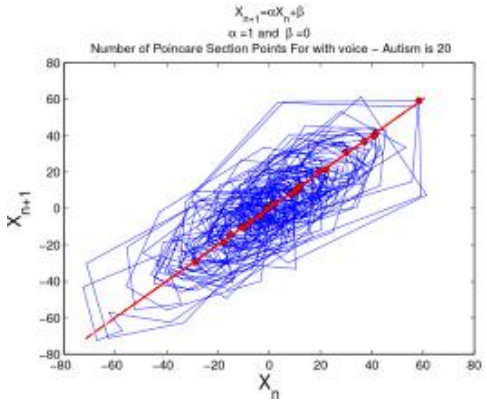
عرض از مبدا میتواند باعث شود که بسط داشته باشیم یعنی بایستی $\alpha = 1$ باشد و β می‌تواند کمک کننده در رسیدن به قطع بهتر باشد. (واین مطلب در سالم و اُتیسم تفاوتی ندارد.



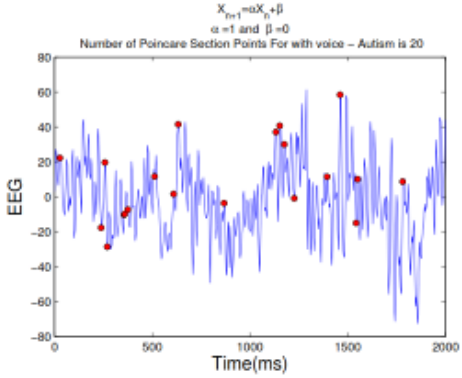
الف ۱



الف ۲

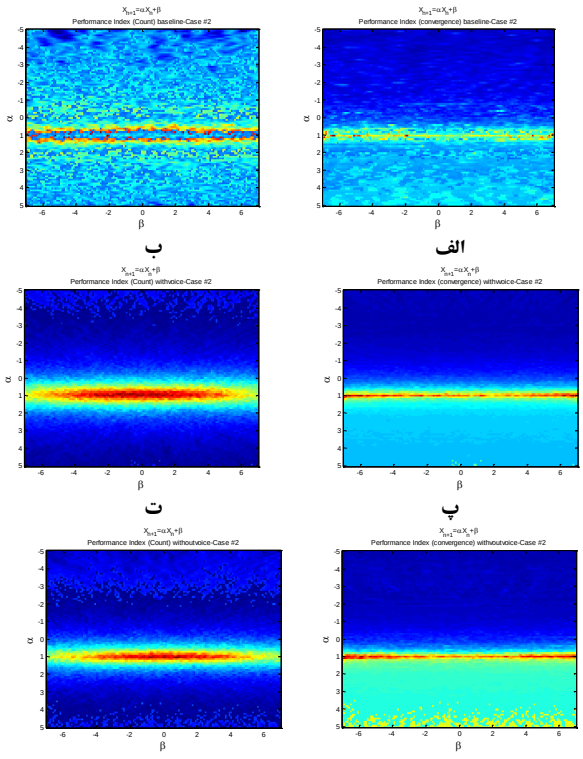


ب ۱



ب ۲

شکل ۷ قطع پوآنکاره سیگنال EEG با خط Y=X در فضای بازسازی شده نسبی‌نگر و حوزه زمان الف. سالم ب. ASD

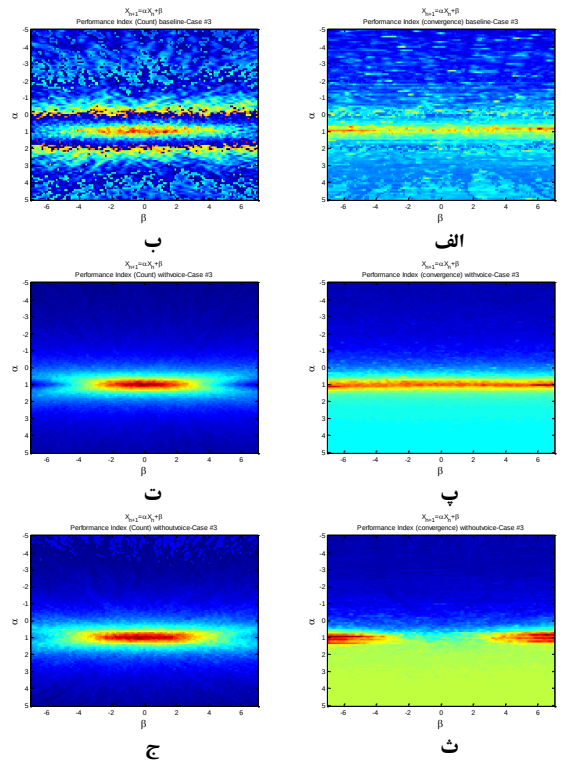


ب الف

ت پ

ج ث

شکل ۸ بررسی صفحه پوآنکاره بهینه یک بعدی در سالم (فضای بازسازی شده‌ی نسبی‌نگر) سمت چپ معیار بیشترین تعداد برخورد، سمت راست معیار بیشترین بسط سیگنال



ب الف

ت پ

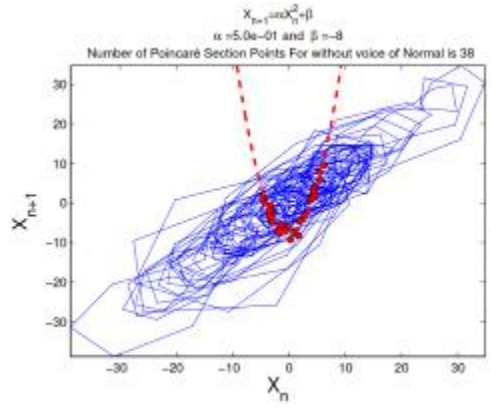
ج ث

شکل ۹. بررسی صفحه پوآنکاره بهینه یک بعدی در اُتیسم (فضای بازسازی شده‌ی نسبی‌نگر) سمت چپ معیار بیشترین تعداد برخورد، سمت راست معیار بیشترین بسط سیگنال

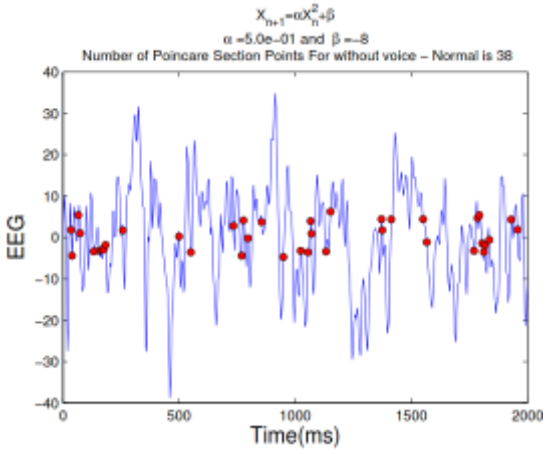
[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1394.9.3.1.8]

۲-۴ روش بازنمایی نسبی‌نگری و قطع درجه۲

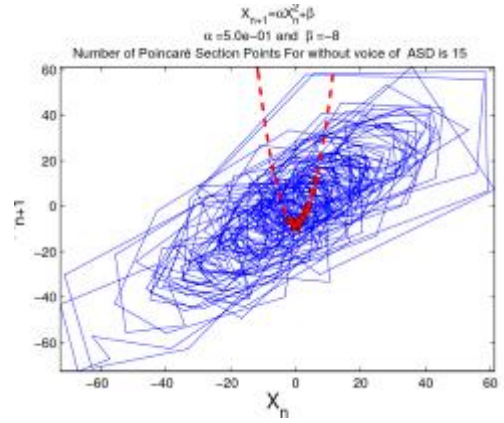
قطع پوآنکاره در واقع سوالی است که در بازنمایی مطولوب از دینامیک سیستم پرسیده می‌شود قطعاً هرچه سوال پرسیده شده فنی‌تر باشد پاسخ داده شده زوایای بیشتری از دینامیک را آشکار خواهد کرد در قطع بهینه پوآنکاره هدف رسیدن به بیشترین بسط و با بیشترین تعاد نقاط است و در قطع درجه۱ با محدودیت برخورد می‌کنیم زیرا قطع درجه سوال ساده ای از دینامیک سیگنال است که پاسخ ساده ای نیز خواهد داشت و هم از نقاط قبض هم از نقاط بسط سیگنال برداشت خواهیم داشت و شکل ۸ بررسی صفحه پوآنکاره بهینه یک بعدی در سالم (فضای بازسازی شده‌ی نسبی‌نگر) سمت چپ معیار بیشترین تعداد برخورد، سمت راست معیار بیشترین بسط سیگنال شکل ۸ مؤید این موضوع است که در راستای $Y = X$ قطع تشخیص داده میشود درحالی که میدانیم این راستا جایی است که $X_{n+1} = X_n$ باشد و این مفهومی متناقض با بسط است. خصوصیت ویژه قطع سهمی انتخاب شده با معادله $Y = \alpha X^2 + \beta$ آن است که به ما این امکان را $Y = \alpha X^2 + \beta$ می‌دهد بدون درگیر شدن با نقاط قبض فقط از نقاط بسط سیگنال آن هم در جایی که بیشترین تراکم را داریم برداشت کنیم.



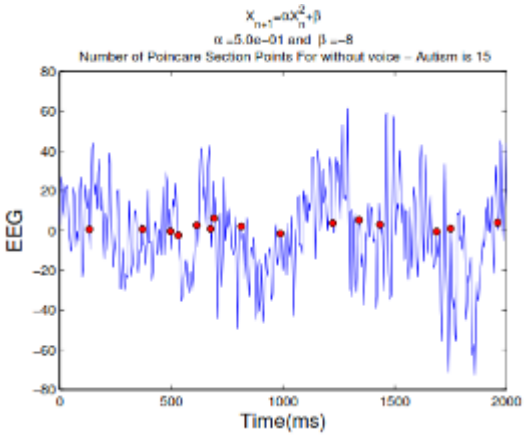
الف ۱



الف ۲



ب ۱



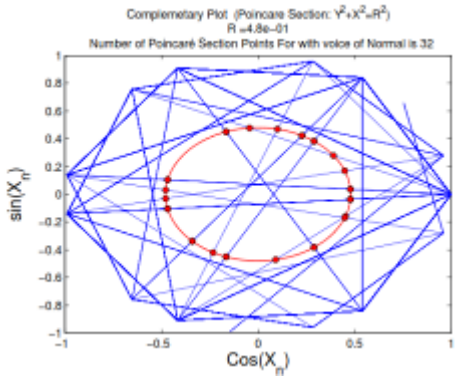
ب ۲

شکل ۱۰ قطع پوآنکاره سیگنال EEG با خط $Y = 0.5X^2 - 8$ در فضای بازسازی شده نسبی نگر و حوزه زمان الف. سالم. ب. ASD.

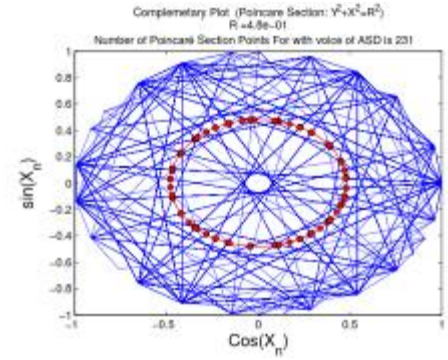
۳-۴ روش بازنمایی نمودار مکمل و قطع دایره ای

نمودار مکمل یکی از مناسبترین بازنمایی‌ها برای قطع پوآنکاره است زیرا همانطور که در مورد خصوصیات آن گفته شد نگاهی کاملاً کیفی به سیگنال دارد. با توجه به شرایط ویژه این بازنمایی در این وضعیت از قطع دایره ای با رابطه $Y^2+X^2=R^2$ استفاده خواهد شد، قابل توجه اینکه بر خلاف بازنمایی‌های قبلی که قطع دایره ای مفهوم انرژی سیگنال را دارد اینجا قطع دایره ای به فازها توجه دارد. برای یافتن نقاط تقاطع تراژکتوری خط واصل بین هر نقطه و نقطه بعدی در نمودار مکمل ترسیم و تقاطع آن با دایره مفروض بدست می‌آید. البته با توجه به فرکانس نمونه برداری خطوط و مقطع، در این فضا بایستی حداقل خطایی – را به عنوان آستانه – در برنامه فرض کرد. نمودارهای مکمل مورد استفاده در این تحقیق نمودار مکمل استاندارد، نمودار مکمل توسعه یافته هستند که در بخش قبل به تفصیل در مورد آن توضیح داده شد و در ادامه به اعمال آنها بر سیگنال EEG و خصوصیات آنها خواهیم پرداخت.

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1394.9.3.1.8]

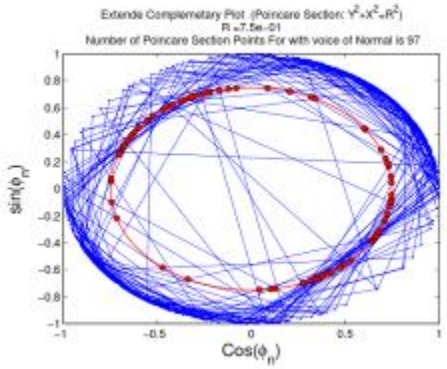


الف

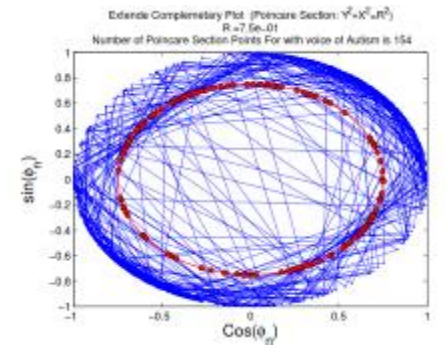


ب

شکل ۱۱ قطع پوآنکاره سیگنال EEG با دایره $Y^2+X^2=R^2$ در فضای بازسازی شده نمودار مکمل استاندارد الف. سالم ب. ASD



الف



ب

شکل ۱۲ قطع پوآنکاره سیگنال EEG با دایره $Y^2+X^2=R^2$ در فضای بازسازی شده نمودار مکمل گسترش یافته. الف. سالم ب. ASD

۴-۴ استخراج تغییر الگوی سیگنال مغزی اُتیسم نسبت به سالم با استفاده از قطع پوآنکاره

در این تحقیق استخراج تغییر الگوی سیگنال مغزی اُتیسم نسبت به سالم با استفاده از قطع پوآنکاره انجام شده است، یکی از الگوها تغییر تعداد نقاط قطع پوآنکاره در بازنمایی‌های مختلف است. در شکل ۱۳ اثر تغییر شعاع مقطع دایرای در نمودار مکمل استاندارد بر تعداد نقاط مورد بررسی قرار داده شده است. همانطور که مشاهده میشود الگوی تغییرات در سالم و اُتیسم (شکل ۱۳) کاملاً متفاوت است و پله‌های تغییر و نوسانات هر پله با پله دیگر در قطع پوآنکاره ی نمودار مکمل استاندارد معیاری قابل توجه شگفت انگیز در تشخیص است. شکل ۱۴ معیاری بسیار تعیین کننده و گرف را در شناسایی دینامیک اُتیسم نشان میدهد و آن تعداد نقاط قطع پوآنکاره در تغییر شعاع دایره مقطع با نمودار مکمل گسترش یافته است همانطور که مشاهده می‌شود رنج تغییرات و دینامیک تغییرات کاملاً متفاوت است. در این تحقیق از ۴ نوع مقطع معرفی شده برای تشخیص تغییر دینامیک در اختلال اُتیسم استفاده گردید. (جدول ۲)

جدول ۲ انواع قطع پوآنکاره های مورد استفاده در این تحقیق

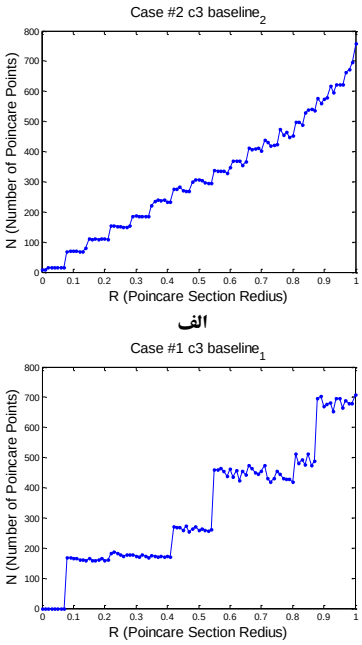
نوع بازنمایی	نوع مقطع
بازنمایی نسبی گرایی	مقطع درجه ۱ (نوع اول) $Y = aX + \beta$
	مقطع درجه ۲ (نوع دوم) $Y = aX^2 + \beta$
بازنمایی نمودار مکمل استاندارد (نوع سوم)	مقطع دایره ای $Y^2 + X^2 = R^2$
بازنمایی نمودار مکمل گسترش یافته (نوع چهارم)	

ویژگیهای مورد استفاده در تشخیص تغییر دینامیک در جدول ۳ آمده است این ویژگیها برای ۴ نوع مقطع معرفی شده و برحسب تعداد نقاط برخورد، میانگین و واریانس فاصله نقاط برخورد تا مبداء، میانگین و واریانس زاویه نقاط برخورد با محور افقی، تعیین شده اند. در واقع بوسیله این ویژگیها کیفیت تغییرات مورد بررسی قرار میگیرد.

در قطعهای مختلف و نتایج متشابهی در تشخیص داده شد که بهترین نتیجه مربوط به بازنمایی نمودار مکمل گسترش یافته (شکل ۵) و قطع دایره ای بوده است. بدین ترتیب که در تحلیل آماری انجام شده بر ویژگیهای ۱۶ گانه بهترین ویژگی $NCPSP_4$ بوده است که در اختلال طیف اُتیسم (۰/۱۹۷±۰/۰۷۶) و در گروه کنترل (۰/۴۴۲۱±۰/۱۰۳۰) است و دارای سطح معناداری بسیار مناسبی است (P<0.01) و ویژگیهای $NCPSP_3$، M_{PPSP_2} ، M_{PPSP_3}، V_{PPSP_3} نیز ویژگیهای قابل توجهی با سطح معناداری (P<0.03) هستند. در تحقیقی که بر روی ASD با استفاده از ابزار موجک و (استخراج همدوسی در توان) و با شرایط ثبت خاص انجام شده بود بهترین نتایج (P=0.04) گزارش گردیده است.[۶۸] به نظر میرسد علت پاسخ بسیار مناسب $NCPSP_4$

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1394.9.3.1.8]

کیفی بودن روش بازنمایی و توجه کامل به فاز در رفتار EEG از یک طرف و شمارش در کمی سازی بجای اندازه گیری است.



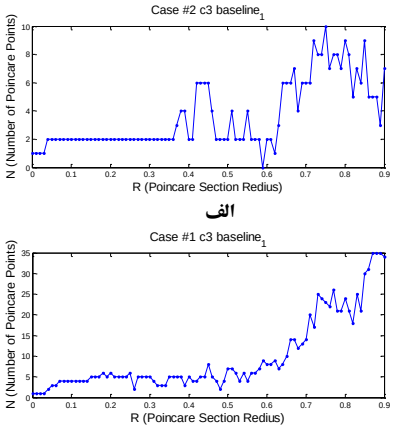
الف

ب

شکل ۱۳ اثر تغییر شعاع مقطع بر تعداد نقاط قطع پوآنکاره (بازنمایی مکمل استاندارد) دوثانیه از سیگنال EEG در حالت اولیه الف. سالم ب. ASD

جدول ۳ فضای ویژگی ویژگیهای استفاده شده در شناسایی تغییر دینامیک

شماره ویژگی	شرح ویژگی	اختصار
۱	تعداد نقاط برخورد با قطع بهینه نوع اول	$NCPSP_1$
۲	تعداد نقاط برخورد با قطع بهینه نوع دوم	$NCPSP_2$
۳	تعداد نقاط برخورد با قطع بهینه نوع سوم	$NCPSP_3$
۴	تعداد نقاط برخورد با قطع بهینه نوع چهارم	$NCPSP_4$
۵ و۶	میانگین و واریانس فاصله نقاط برخورد قطع نوع اول با مبداء مختصات	M_{DPSP_1} V_{DPSP_1}
۷و۸	میانگین و واریانس فاصله نقاط برخورد قطع نوع دوم با مبداء مختصات	M_{DPSP_2} V_{DPSP_2}
۹و۱۰	میانگین و واریانس زوایای بردار نقاط برخورد قطع نوع اول با محور افقی	M_{PPSP_1} V_{PPSP_1}
۱۱و۱۲	میانگین و واریانس زوایای بردار نقاط برخورد قطع نوع دوم با محور افقی	M_{PPSP_2} V_{PPSP_2}
۱۳و۱۴	میانگین و واریانس زوایای بردار نقاط برخورد قطع نوع سوم با محور افقی	M_{PPSP_3} V_{PPSP_3}
۱۵و۱۶	میانگین و واریانس زوایای بردار نقاط برخورد قطع نوع چهارم با محور افقی	M_{PPSP_4} V_{PPSP_4}



الف

ب

شکل ۱۴ اثر تغییر شعاع مقطع بر تعداد نقاط قطع پوآنکاره (بازنمایی مکمل گسترش یافته) دوثانیه از سیگنال EEG در حالت اولیه الف. سالم ب.ASD

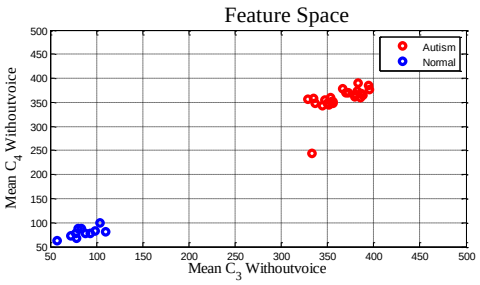
۵- نتیجه گیری و بحث

در این تحقیق از ابزارهای جدیدی برای بازنمایی عدم تقارن در سیگنالها و انتقال آنها به فضای کیفیت و اطلاعات مبتنی بر قطع پوآنکاره معرفی شدند. اساس این تحقیق بر نگرش اطلاعاتی به دینامیک سیستم مبتنی بر قطع پوآنکاره استوار است و یک کاربرد آن برای تشخیص الگوی تغییرات سیگنال الکتروانسفالوگرافی مغز در اختلال اُتیسم (که به اعتقاد ما یک بیماری اطلاعاتی در مغز است) نسبت به سالم پیاده سازی گردیده است. اختلال اُتیسم یک اختلال خاص با اختلاف نظرهای گوناگون در نتایج تحقیق است[۷] علت آن نیز در مدلسازی انرژی و جزء نگری در روشهای معمول است. در تحقیق اخیر یک روش مدلسازی رفتاری مبتنی بر اطلاعات و کل‌نگری است. اهمیت نپرداختن یک شیوه-ی پردازشی به انرژی یک سیستم – به طور مطلق یا نسبی- در این است که وقتی انرژی معیار شناخت نباشد، باید شناخت را به بعد سوم سیستم-های سه وجهی یا همان اطلاعات مرتبط دانست. از آنجایی که در سیبرنتیک اطلاعات به عنوان وجه سوم ماهیتی مجزا از انرژی و ماده و البته در ارتباط و تعامل با آنهاست، مدلسازی اطلاعاتی باید گونه‌ای از مدلسازی باشد که اطلاعات وجه غالب آن است و قطع پوآنکاره به این مضمون بسیار نزدیک است. برخی از خصوصیات ویژه این تحقیق عبارتند از: معرفی اصول اعمال قطع پوآنکاره با هدف مدسازی اطلاعاتی، معرفی یک بازنمایی کاملاً اطلاعاتی از سیگنال، معرفی یک پرتکل جدید ثبت سیگنال الکتروانسفالوگراف مبتنی بر تجربیات کار عملی با کودکان اُتیسمی که محدودیتها و دشواریهای روشهای معمول را ندارد، اعمال قطع پوآنکاره بر سیگنال EEG و بیان مفاهیم آن برای اولین بار در این تحقیق ارایه گردیده است.

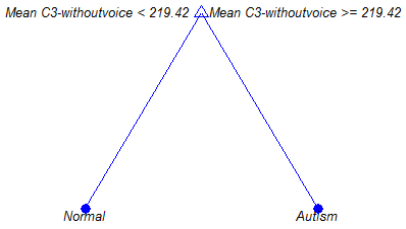
نتایج حاصل از پیاده سازی روش مبتنی بر اطلاعات حاکی از پاسخ دقیق بی قید و شرط به این سوال است که تغییر دینامیک الگوی سیگنال EEG اُتیسم چگونه است؟ و علت این تغییر دینامیک چیست؟ پاسخ به سوال اول در نقاط قطع پوآنکاره (در مقطع کشف شده) است که در

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1394.9.3.1.8]

اختلال اُتیسم نسبت به سالم تعداد نقاط و چیدمان نقاط و حتی ترتیب برخورد با مقطع تفاوت چشم گیری دارد و این تفاوت در سیگنال *EEG* خام با روش ساخت یافته‌ی معرفی شده و بازنماییهای ذکر شده، به وضوح قابل مشاهد است. درشکل ۱۵-الف فضای ویژگیِ MPPSP4 روی دو کانال C3 و C4 ترسیم شده است و قدرت تفکیک این ویژگی به نمایش درآمده است و نتیجه تفکیک با استفاده از درخت تصمیم گیری روی کانال C3 در وضعیت بدون صدا در شکل ۱۵-ب نشان داده شده است. و حاکی از کفایت ویژگی MPPSP4 برای دسته بندی دو گروه است.



الف



ب

شکل ۱۵. فضای ویژگی و درخت تصمیم گیری برای تفکیک سالم از ASD
الف. فضای ویژگی MPPSP4 دو کانال C3 وC4 برای سالم و اُتیسمی ب. دسته بندی کننده درخت تصمیم گیری

در پاسخ به سوال دوم بایستی به این نکته اشاره نمود که در اختلال اُتیسم جریان اطلاعات در مغز دچار اختلال میگردد - نشانه آن نیز وجود عدم تقارن مغزی است- و علت طیف نامیده شدن این اختلال نیز از این واقعیت است که نمود این تغییر جریان اطلاعات در ماده (بدن) در افراد مختلف متفاوت است.

۶- تقدیر و تشکر

ثبت دادگان الکتروانسفالوگرافی کودکان اُتیسمی دارای دشواریهای بسیاری است و این تحقیق با همکاری صمیمانه کلینیک خواب **بیمارستان تخصصی روانپزشکیِ ابن سینای مشهد** و متخصص مغز و اعصاب این مرکز **جناب آقای دکتر وحید اسدپور، مرکز اُتیسم نورهدایت مشهد** و روانشناس و مدیریت محترم این مرکز **سرکار خانم دکتر مریم حجتی** و **مرکز جامع توانبخشی و توانمند سازی آرن** و مدیریت محترم این مرکز **جناب آقای مهندس خاکسار** صورت گرفته است از ایشان کمال تقدیر و تشکر را داریم.

۷-مراجع

[1] 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, 2013.
[2] 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.
[3] J. M. Kleinman, D. L. Robins, P. E. Ventola, J. Pandey, H. C. Boorstein, E. L. Esser, *et al.*, "The modified checklist for autism in toddlers: a follow-up study investigating the early detection of autism spectrum disorders," *Journal of autism and developmental disorders*, vol. 38, pp. 827-839, 2008.
[4] J. A. Osterling, G. Dawson, and J. A. Munson, "Early recognition of 1-year-old infants with autism spectrum disorder versus mental retardation," *Development and psychopathology*, vol. 14, pp. 239-251, 2002.
[5] G. Dawson, "Early behavioral intervention, brain plasticity, and the prevention of autism spectrum disorder," *Development and psychopathology*, vol. 20, pp. 775-803, 2008.
[6] S. Mitchell, J. Brian, L. Zwaigenbaum, W. Roberts, P. Szatmari, I. Smith, *et al.*, "Early language and communication development of infants later diagnosed with autism spectrum disorder," *Journal of Developmental & Behavioral Pediatrics*, vol. 27, pp. S69-S78, 2006.
[7] 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.
[8] C. Machado, M. Estévez, G. Leisman, R. Melillo, R. Rodríguez, P. DeFina, *et al.*, "QEEG Spectral and Coherence Assessment of Autistic Children in Three Different Experimental Conditions," *Journal of autism and developmental disorders*, pp. 1-19, 2013.
[9] M. Linden and J. Gunkelman, "QEEG-guided neurofeedback for autism: Clinical observations and outcomes," in *Imaging the brain in autism*, ed: Springer, 2013, pp. 45-60.
[10] A. Sheikhani, 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.
[11] E. Hurt, L. E. Arnold, and N. Lofthouse, "Quantitative EEG Neurofeedback for the Treatment of Pediatric Attention-Deficit/Hyperactivity Disorder, Autism Spectrum Disorders, Learning Disorders, and Epilepsy," *Child and adolescent psychiatric clinics of North America*, vol. 23, pp. 465-486, 2014.
[12] J. Strzelecka, "Electroencephalographic studies in children with autism spectrum disorders," *Research in Autism Spectrum Disorders*, vol. 8, pp. 317-323, 2014.

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1394.9.3.1.8]

[29] M. R. H. Golpaygani, *System Cybernetic*. Mashhad: Sokhan Gostar, 1386.
[30] F. Hyligen, "Cybernetics and Second-Order," in *Encyclopedia of Physical Science & Technology (3rd ed.)*, ed New York: Mayers, 2001, pp. 155-170.
[31] P. Berg, Y. Pomeau, and C. Vida, *L'ordre dans le chaos.* Paris: Hermann; Nouv. ed. corr edition, 1988.
[32] W. J. Heinz Georg Schuster, *Deterministic chaos*: Wiley, March 2006.
[33] J. Ruelle and P. E. a. D., "Ergodic theory of chaos and strange attractors," *REVIEWS OF MODERN PHYSICS*, vol. 57, p. 617, 1985.
[34] J. Piskorski and P. Guzik, "Geometry of the Poincar´e plot of RR intervals and its asymmetry in healthy adults," *PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT*, vol. 28, pp. 287–300, 2007.
[35] M. BRENNAN, M. PALANISWAMI, and P. KAMEN, "Poincare´ plot interpretation using a physiological," *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, vol. 283, pp. 1873-1886, 2002.
[36] X. Jin-yi, Q. Yan-yan, C. Qiong, W. Qing-yi, and W. Yao-han, "Analysis of RR-Lorenz Plot in Patients of Sinus Rhythm With Lon g RR Interval," *Chinese Circulation Journal*, vol. 29, pp. 529-531, 2014.
[37] H. GUURUULER, M. SAHIN, and A. FERIKOUGLU, "Feature selection on single-lead ECG for obstructive sleep apnea diagnosis," *Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences*, vol. 22, pp. 465 - 478, 2014.
[38] A. Voss, C. Fischer, R. Schroeder, H. R. Figulla, and M. Goernig, "Segmented Poincaré Plot Analysis," *Methods Inf Med*, vol. 5, pp. 511-515, 2010.
[39] M. Toichi, T. Sugiura, T. Murai, and A. Sengoku, "A new method of assessing cardiac autonomic function and its comparison with spectral analysis and coefficient of variation of R-R interval," *J Auton Nerv Syst.*, vol. 62, pp. 79-84, 1997.
[40] U. R. Acharya, K. P. Joseph, N. K. C. M. Lim, and J. S. Suri, "Heart rate variability: a review," *Med Bio Eng Comput*, vol. 44, pp. 1031–1051, 2006.
[41] N. J. Dabanloo, S. Moharreri, S. Parvaneh, and A. Nasrabadi, "Application of Novel Mapping for Heart Rate Phase Space and Its Role in Cardiac Arrhythmia Diagnosis," *Computing in Cardiology*, vol. 37, p. 209−212, 2010.
[42] A. B. a. A. Destexhe, "Is the Normal Heart a Periodic Oscillator?," *Biol. Cybern.*, vol. 58, pp. 203-211, 1988.
[43] E. Conte, A. Federici, and J. P. Zbilut, "A new method based on fractal variance function for analysis and quantification of sympathetic and vagal activity in variability of R–R time series in ECG signals," *Chaos, Solitons and Fractals*, vol. 41, pp. 1416–1426, 2009.
[44] T. D. Pham, T. C. Thang, M. Oyama-Higa, and M. Sugiyam, "Mental-disorder detection using chaos and nonlinear dynamical analysis of photoplethysmographic signals," *Chaos, Solitons & Fractals*, vol. 51, pp. 64–74, 2013.
[45] E. D. ÜBEYL and I. GÜLER, "Statistics over Lyapunov Exponents for Feature Extraction: Electroencephalographic Changes Detection Case," *TRANSACTIONS ON ENGINEERING*,
[13] 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.
[14] 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.
[15] 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.
[16] R. Cobena, A. R. Clarkeb, W. Hudspethc, and R. J. Barryb, "EEG power and coherence in autistic spectrum disorder," *Clinical Neurophysiology*, vol. 119, pp. 1002–1009, May 2008.
[17] 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.
[18] K. J. Mathewsona, M. K. Jethaa, I. E. Drmicd, S. E. Brysonc, J. O. Goldbergb, 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.
[19] A. Sheikhani, 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.
[20] R. W. Thatchera, D. Northa, and C. Bivera, "EEG and intelligence: Relations between EEG coherence, EEG phase delay and power," *Clinical Neurophysiology*, vol. 116, pp. 2129–2141, September 2005.
[21] W. Bosl, A. Tierney, H. Tager-Flusberg, and C. Nelson, "EEG complexity as a biomarker for autism spectrum disorder risk," *BMC Medicine*, vol. 9, 2011.
[22] 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, October 2010.
[23] N. Wiener, *Cybernetics or Control and Communication in the Animal and the Machine* vol. 25: MIT press, 1961.
[24] B. Korzeniewski, "Cybernetic Formulation of the Definition of Life," *Journal of Theoretical Biology*, vol. 209, pp. 275-286, 4/7/ 2001.
[25] F. Heylighen and C. Joslyn, "Cybernetics and second order cybernetics," *Encyclopedia of physical science & technology*, vol. 4, pp. 155-170, 2001.
[26] H. W. Franke, "A Cybernetic Approach to Aesthetics," *Leonardo*, vol. 10, pp. 203-206, 1977.
[27] H. Von Foerster, "Cybernetics of cybernetics," *Understanding understanding*, pp. 283-6, 2003.
[28] B. Korzeniewski, "Confrontation of the Cybernetic Definition of a Living Individual with the Real World," *Acta Biotheoretica*, vol. 53, pp. 1-28, 2005/04/01 2005.

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1394.9.3.1.8]

[59] I. Dvořák, "Takens versus multichannel reconstruction in EEG correlation exponent estimates," *Physics Letters A*, vol. 151, pp. 225–233, 10 December 1990.
[60] 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.
[61] J. Gao, J. Hu, and W.-w. Tung, "Complexity measures of brain wave dynamics," vol. 5, 2011.
[62] O. Sasakia, P.-M. Gageyb, A. M. Ouakninec, J. Martineried, M. L. V. Quyend, M. Toupete, *et al.*, "Nonlinear analysis of orthostatic posture in patients with vertigo or balance disorders," *Neuroscience Research*, vol. 41, pp. 185–192, October 2001.
[63] H. SABELLI, "COMPLEMENT PLOTS: ANALYZING OPPOSITES REVEALS MANDALA-LIKE PATTERNS IN HUMAN HEART BEATS," *International Journal of General Systems*, vol. 29, pp. 799-830, 2000.
[64] R. Hilborn, *Chaos and Nonlinear Dynamics: An Introduction for Scientists and Engineers*. USA: Oxford University Press, January 11, 2001.
[65] J. Piskorski and P. Guzik, "Geometry of the Poincaré plot of RR intervals and its asymmetry in healthy adults," *Physiological measurement*, vol. 28, p. 287, 2007.
[66] A. M. Climent, M. de la Salud Guillem, D. Husser, F. Castells, J. Millet, and A. Bollmann, "Poincare surface profiles of RR intervals: a novel noninvasive method for the evaluation of preferential AV nodal conduction during atrial fibrillation," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 56, pp. 433-442, 2009.
[67] J. Piskorski and P. Guzik, "Filtering poincare plots," *Computational methods in science and technology*, vol. 11, pp. 39-48, 2005.
[68] A. Catarino, A. Andrade, O. Churches, A. P. Wagner, S. Baron-Cohen, and H. Ring, "Task-related functional connectivity in autism spectrum conditions: an EEG study using wavelet transform coherence," *Molecular Autism*, vol. 4, pp. 1-14, 2013// 2013.

[1] **Complement plots** ***are*** created by calculating **the** sine and cosine of each **term of** a time **series,** plotting **them** in the ***XY*** plane. and drawing a chord between **successive** points to **represent** transitions

COMPUTING AND TECHNOLOGY V2, vol. 2 DECEMBER, pp. 169-172, 2004.
[46] B. Ibarz, J. M. Casado, and M. A. F. Sanjuán, "Map-based models in neuronal dynamics," *Physics Reports*, vol. 501, pp. 1–74, 2011.
[47] M. Amiri, E. Davoodi-Bojd, F. Bahrami, and M. Raza, "Bifurcation analysis of the Poincaré map function of intracranial EEG signals in temporal lobe epilepsy patients," *Mathematics and Computers in Simulation*, vol. 81, pp. 2471-2491, 2011.
[48] P. Channell, G. Cymbalyuk, and A. Shilnikov, "Applications of the poincare mapping technique to analysis of neuronal dynamics," *Neurocomputing*, vol. 70, pp. 2107-2111, 2007.
[49] B. Ibarz, J. M. Casado, and M. A. Sanjuán, "Map-based models in neuronal dynamics," *Physics Reports*, vol. 501, pp. 1-74, 2011.
[50] N. Rulkov, I. Timofeev, and M. Bazhenov, "Oscillations in large-scale cortical networks: map-based model," *Journal of computational neuroscience*, vol. 17, pp. 203-223, 2004.
[51] 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.
[52] C. J. Stam, "Nonlinear dynamical analysis of EEG and MEG:Review of an emerging field," *Clinical Neurophysiology 116*, pp. 2266–2301, 2005.
[53] F. Takens, "Detecting strange attractors in turbulence," *Lecture Notes in Mathematics* vol. 898, pp. 366-381, 1981.
[54] "Review Article Chaotic Time Series Analysis," vol. 2010, 2010.
[55] 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.
[56] P. Grassberger, "GENERALIZED DIMENSIONS OF STRANGE ATFRACTORS," *Physics Letters A*, vol. 97, pp. 227–230, 5 September 1983.
[57] 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.
[58] 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.

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1394.9.3.1.8]