

Separating the Healthy and ADHD People in Childhood and Adulthood using the EEG Phase Space Sorted by the Radial Poincare Sections

Sheikholeslami, Behnaz¹ / Sadeghi Bajestani, Ghasem² / Yaghoobi Karimui, Reza³ / Zarifiyan, Reyhaneh⁴

¹ - M.Sc., Department of Medical Engineering, Faculty of Engineering, Imam Reza International University, Mashhad, Iran

² - Assistant Professor, Department of Medical Engineering, Faculty of Engineering, Imam Reza International University, Mashhad, Iran

³ - Ph.D., Department of Medical Engineering, Faculty of Engineering, Imam Reza International University, Mashhad, Iran

⁴ - M.Sc., Department of Medical Engineering, Faculty of Engineering, Imam Reza International University, Mashhad, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2021.138631.1634

Received: 26 October 2020

Revised: 11/2/2021-15/3/2021-28/3/2021

Accepted: 31 March 2021

KEYWORDS

Electroencephalogram
Poincare Section
Complexity
Dynamism
Oscillation Basin
ADHD

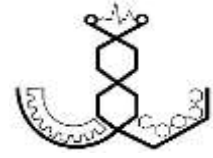
ABSTRACT

Attention Deficit/Hyperactivity Disorder (ADHD) is a neurodevelopmental disorder that can affect people of all ages in the community, especially children, and cause changes in their behavior. Previous studies have often focused on frequency domain processing or the nonlinear dynamic aspects of EEG signals such as correlation dimension, fractal dimension, Lyapunov exponent, entropy, and recurrence rate of brain processes to differentiate individuals with ADHD. In this study, we evaluate the volume of the EEG signal oscillation basin using Poincare sections in the phase space of EEG signals of people with ADHD and healthy people and sort this space as well as extract various geometric features. We present a different perspective of complexity of brain activity and the level of dynamism of people with ADHD compared to healthy individuals. Finally, by evaluating the extracted features and using the SFS algorithm based on the RBF-SVM classifier, we were able to separate people with ADHD from healthy people in the groups of children and adults, with accuracy of 93.20 ± 2.04 and 95.60 ± 1.13 . The results of this study showed that the volume of the EEG signal oscillation basin in people with ADHD was significantly higher than healthy people, which indicates an increase in the degree of dynamism and thus a decrease in the complexity of brain activity in these people. It was also identified in this study that the increase in the volume of the EEG signal oscillation basin in children is more than adults, which indicates an increase in the level of dynamism of children compared to adults. Therefore, ADHD and age can be introduced as two important factors in changing the volume of the EEG signal oscillation basin.

*Corresponding Author

Address	Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, Imam Reza International University, Mashhad, Iran		
Postal Code	91388-33186	Tel	+98-51-38041051
E-Mail	g.sadeghi@imamreza.ac.ir		
		Fax	+98-51-38426038





تفکیک افراد سالم و ADHD در دوران کودکی و بزرگسالی با استفاده از فضای فاز EEG مرتب شده توسط قطعات پوانکاره‌ی شعاعی

شیخ الاسلامی، بهناز^۱ / صادقی بجستانی، قاسم^{۲*} / یعقوبی کریموی، رضا^۳ / ظریفیان، ریحانه^۴

- ۱- کارشناسی ارشد، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی مهندسی، دانشگاه بین‌المللی امام رضا (ع)، مشهد، ایران
- ۲- استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی مهندسی، دانشگاه بین‌المللی امام رضا (ع)، مشهد، ایران
- ۳- دکتری، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی مهندسی، دانشگاه بین‌المللی امام رضا (ع)، مشهد، ایران
- ۴- کارشناسی ارشد، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی مهندسی، دانشگاه بین‌المللی امام رضا (ع)، مشهد، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2021.138631.1634

پذیرش: ۱۱ فروردین ۱۴۰۰

بازنگری: ۱۳۹۹/۱۱/۲۳-۱۳۹۹/۱۲/۲۵-۱۴۰۰/۱/۸

ثبت در سامانه: ۵ آبان ۱۳۹۹

چکیده

واژه‌های کلیدی

اختلال کم‌توجهی/بیش‌فعالی (ADHD) یک اختلال رشدی عصبی است که می‌تواند در افراد با سنین مختلف به خصوص در کودکان ایجاد شده و سبب تغییر در رفتار آن‌ها شود. مطالعات گذشته اغلب روی پردازش‌های حوزه‌ی فرکانسی و یا جنبه‌های دینامیک غیرخطی سیگنال‌های EEG از قبیل بعد همبستگی، بعد فرکتال، نمای لیاپانوف، آنتروپی و نرخ بازگشت فرایندهای مغزی برای تفکیک افراد مبتلا به ADHD متمرکز بوده است. در این مطالعه با استفاده از قطعات شعاعی پوانکاره در فضای فاز سیگنال‌های EEG افراد مبتلا به ADHD و افراد سالم در دو گروه خردسالان و بزرگسالان، مرتب‌سازی این فضا و هم‌چنین استخراج ویژگی‌های هندسی مختلف، دیدگاه متفاوتی از میزان پیچیدگی فعالیت‌های مغزی و سطح پویایی افراد مبتلا به ADHD در مقایسه با افراد سالم ارائه شده و به ارزیابی حجم بستر نوسان سیگنال EEG پرداخته شده است. در نهایت با ارزیابی ویژگی‌های استخراج شده و استفاده از الگوریتم SFS بر مبنای طبقه‌بندی‌کننده‌ی RBF-SVM، تفکیک افراد مبتلا به ADHD از افراد سالم در دو گروه خردسالان و بزرگسالان به ترتیب با صحت $93/20 \pm 2/04$ و $95/60 \pm 1/13$ انجام شده است. نتایج این تحقیق نشان داده که حجم بستر نوسان سیگنال EEG افراد مبتلا به ADHD نسبت به افراد سالم به طور قابل توجهی بیش‌تر بوده و این موضوع بیان‌گر افزایش میزان پویایی و در نتیجه کاهش میزان پیچیدگی فعالیت‌های مغزی در این افراد است. هم‌چنین در این پژوهش مشخص شده که افزایش حجم بستر نوسان سیگنال‌های EEG در کودکان نسبت به بزرگسالان بیش‌تر بوده و این موضوع نشان‌دهنده‌ی افزایش سطح پویایی کودکان نسبت به بزرگسالان است. بنابراین می‌توان ADHD و سن را به عنوان دو عامل مهم در افزایش حجم بستر نوسان سیگنال EEG معرفی کرد.

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی مهندسی، دانشگاه بین‌المللی امام رضا، مشهد، ایران

تلفن ۹۸-۵۱-۳۸۰۴۱۰۵۱

دورنگار

۹۱۳۸۸-۳۳۱۸۶

۹۸-۵۱-۳۸۴۲۶۰۳۸

g.sadeghi@imamreza.ac.ir



۱- مقدمه

اختلال کمبود توجه/بیش‌فعالی (ADHD) یک اختلال رفتاری از نوع رشدی-عصبی بوده [۱، ۲] که معمولاً با علائم بی‌توجهی، بیش‌فعالی، تکانش‌گری، حواس‌پرتی و مشکل یادگیری همراه است [۳]. این اختلال یکی از اختلالات روانی شایع در بین کودکان است [۳-۶] که سبب ارجاع ۳۰-۵۰٪ از کودکان به کلینیک‌های روان‌درمانی شده [۲] و می‌تواند دوره‌ی کودکی را با چالش‌های رفتاری ویژه‌ای همراه سازد. اگر چه این اختلال به علت قابلیت خودسازمان‌دهی مغز با گذر زمان در بسیاری از کودکان همراه با کاهش و بهبود علائم است [۷]، در ۳۰-۷۰٪ از کودکان این اختلال می‌تواند به صورت مزمن تا بزرگسالی ادامه یابد [۸]. بنابراین با توجه به این که ۵٪ از افراد جهان در خردسالی [۱، ۶، ۹] و ۲/۵-۴/۳٪ افراد در بزرگسالی از ADHD رنج می‌برند [۱]، این اختلال به چالشی مهم در رفتار دوره‌ی کودکی و بلوغ تبدیل شده است [۱۰] که این موضوع اهمیت تشخیص و درمان به موقع آن را نشان می‌دهد [۵، ۱۱]. هم‌چنین از آن‌جا که این اختلال می‌تواند به علت عدم درمان به دوران بزرگسالی نیز کشیده شود [۱۲]، ارزیابی اثرات آن در بزرگسالی برای جلوگیری از معضلات اجتماعی مانند تصادفات رانندگی دارای اهمیت است [۱۳].

در حال حاضر یکی از مهم‌ترین منابع تشخیصی روان‌شناسان و روان‌پزشکان برای شناسایی افراد مبتلا به اختلال ADHD پرسش‌نامه‌هایی از قبیل پرسش‌نامه‌ی کانر والدین و معلمان [۱۴، ۱۵]، کتاب‌چه‌ی راهنمای تشخیصی و آماری اختلالات روانی [۱۶-۱۸] و چک‌لیست آخباخ است که از گزارش‌های خوداظهاری و گزارش‌های نزدیکان از قبیل والدین یا معلمان برای ارزیابی وضعیت جسمی-روانی افراد مبتلا به ADHD استفاده می‌کنند. با این حال این تکنیک‌های ارزیابی مبتنی بر گزارش‌های خوداظهاری و نزدیکان، اگر چه نتایج تقریباً معنی‌داری در شاخص‌هایشان ارائه کرده‌اند، همانند آزمون‌های کارایی پیوسته از قبیل آزمون تغییرات توجه [۱۹-۲۱] و آزمون شنیداری بصری یک‌پارچه که در شاخص‌هایشان از قبیل زمان عکس‌العمل و تغییرپذیری، مقادیر معنی‌داری را برای تفکیک افراد مبتلا به ADHD ارائه نموده‌اند، به طور متوسط پایایی در حدود ۸۵٪ دارند. از این رو این شرایط (تکرارپذیری حدود ۸۵٪) سبب شده است که در بخش بزرگی از مطالعات کنونی با توجه به این که اختلال ADHD منشا مغزی دارد، روی فعالیت‌های مغزی تمرکز شود.

در حال حاضر این بخش از تحقیقات به طور کلی در سه گروه طبقه‌بندی می‌شود. در گروه اول برای ارزیابی ADHD از تجزیه و تحلیل سیگنال‌های وابسته‌ی رویداد (ERP) ناشی از تحریک‌های آزمون‌های کارایی پیوسته استفاده شده [۱۹، ۲۲-۲۴] و نشان داده شده است که معمولاً یک سطح متفاوت از فعالیت روی لوب‌های پیشانی و آهیانه وجود دارد. در این راستا مطالعات دارویی روی کودکان ADHD نیز تاخیر معنی‌داری را در P100، N200 و P300 امواج ERP نشان داده که معادل با زمان عکس‌العمل پایین‌تر است. در گروه دوم، اثر ADHD بر پتانسیل‌های آرام قشری (SCP^۲) نیز بررسی شده و بر این نتیجه تاکید شده که تغییرات منفی شرطی (CNV^۳) در کودکان ADHD پایین‌تر از کودکان سالم است. این موضوع در حال حاضر سبب شده است که محققان از نوروفیدبک پتانسیل‌های آرام قشری همراه با نوروفیدبک باندهای تتا به بتا برای بهبود ADHD استفاده کنند. در گروه سوم تحقیقات مبتنی بر فعالیت‌های مغزی که در حوزه‌ی داده‌کاوی و نوروفیدبک است از سیگنال‌های EEG برای ارزیابی و تشخیص ADHD استفاده شده و نشان داده شده که بیش‌فعالی و تنش‌گری در کودکان ADHD منجر به افزایش توان باندهای دلتا و تتا و عدم توجه منجر به کاهش توان باندهای آلفا و بتا می‌شود [۲۵]. با این حال اگر چه در این مطالعات به طور کلی نتایج قابل توجهی برای ارزیابی ADHD در اغلب کودکان ارائه شده، در بخش دیگری از تحقیقات با توجه به این که فعالیت‌های مغزی ناشی از ساختارهای با دینامیک غیرخطی است، روی جنبه‌های دینامیک غیرخطی سیگنال‌های EEG از قبیل بعد فرکتال [۱، ۵، ۲۶]، بعد همبستگی [۸]، نمای لیپانوف [۴] و آنتروپی [۹، ۲۷] تمرکز شده که توسط پردازش‌های خطی معمولاً قابل اندازه‌گیری نیست.

فضای فاز به عنوان یکی از تکنیک‌های دینامیک غیرخطی که سیر وضعیت‌های یک سیستم را در طول زمان به صورت یک مسیر به تصویر می‌کشد [۱، ۲۸]، در حال حاضر یکی از ابزارهایی است که محققان توانسته‌اند روش‌های ارزیابی متفاوتی را بر مبنای آن ارائه نمایند. به عنوان مثال نمای لیپانوف که معمولاً به عنوان استخراج ویژگی در تشخیص ADHD به کار گرفته می‌شود، یکی از تکنیک‌هایی است که در آن برای ارزیابی میزان حساسیت مغز به تغییرات کوچک در وضعیت‌های مختلف از فضای فاز استفاده می‌شود [۴، ۵، ۲۶]. نمودار بازگشتی نیز به عنوان یک روش مبتنی بر فضای فاز که

^۳ Contingent Negative Variation^۱ Event-Related Potential^۲ Slow Cortical Potential

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- شرکت کنندگان

در این مقاله دو گروه افراد سالم و مبتلا به ADHD در دو بازه‌ی سنی خردسالان و بزرگسالان مورد بررسی قرار گرفته است. به طور کلی این دو گروه در دو بازه‌ی سنی شامل ۶۸ فرد سالم و مبتلا به ADHD بوده که ۳۰/۸۸٪ آن‌ها مونث بوده‌اند. بازه‌ی سنی خردسالان و بزرگسالان به ترتیب بین ۶-۱۲ و ۱۳-۳۷ است. برای تفکیک افراد مبتلا به ADHD و سالم از دو روان‌پزشک و یک روان‌شناس خبره کمک گرفته شده که تشخیص آن‌ها بر اساس تاریخچه‌ی بیماری افراد و آزمون بصری و شنیداری یک پارچه (IVA) بوده است. مشخصات افراد شرکت کننده در این پژوهش در جدول (۱) ارائه شده است.

جدول (۱) - جزئیات مشخصات افراد شرکت کننده در پژوهش

گروه	دوره	تعداد	مرد/زن	سن
سالم	خردسال	۱۷	۴/۱۳	۹/۴±۱/۷
	بزرگسال	۱۷	۷/۱۰	۲۰/۵±۱/۰
ADHD	خردسال	۱۷	۵/۱۲	۸/۵±۱/۶
	بزرگسال	۱۷	۵/۱۲	۱۹/۶±۹/۵

۲-۲- آزمون شناختی

همان‌طور که در بخش قبل اشاره شد برای تمایز و گروه‌بندی افراد مبتلا به ADHD و سالم، از دو روان‌پزشک و یک روان‌شناس خبره کمک گرفته شده که تشخیص آن‌ها بر اساس تاریخچه‌ی بیماری افراد و آزمون بصری و شنیداری یک پارچه (IVA) است [۳۱]. برای آشنایی افراد با این آزمون یک مرحله‌ی تمرینی قبل از آغاز آزمون توسط افراد انجام شده است. آزمون IVA شامل ۵۰۰ تحریک شنوایی و بینایی بوده و به عبارت دیگر شامل ۵ مجموعه‌ی ۱۰۰ تحریک است که در هر مجموعه ۵۰ تحریک شنیداری و ۵۰ تحریک بصری وجود دارد [۳۲]. از افراد خواسته شده است تا نسبت به محرک عدد یک (محرک شنیداری یا بصری) یک کلید را فشار داده و نسبت به محرک عدد دو هیچ واکنشی نشان ندهند.

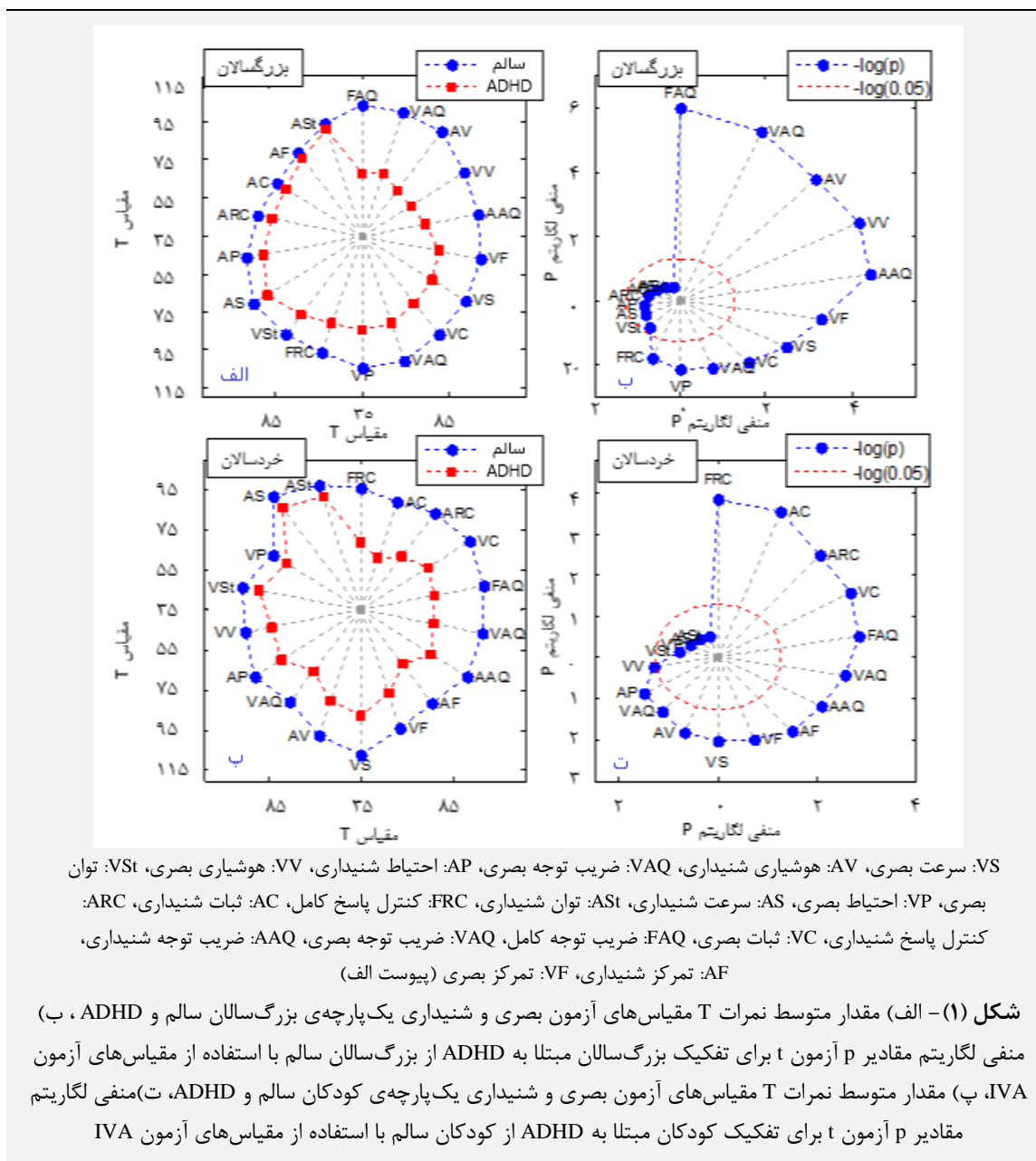
مقیاس‌های آزمون IVA برای کودکان و بزرگسالان در دو گروه افراد مبتلا به ADHD و سالم در شکل‌های (۱-الف) و (۱-ب) نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که این مقیاس‌ها در بزرگسالان و کودکان مبتلا به ADHD به طور متوسط کم‌تر نمره‌ی T داشته است. لگاریتم مقادیر p از آزمون t مقیاس‌های شکل‌های (۱-الف) و (۱-ب) برای تفکیک بزرگسالان و کودکان مبتلا به ADHD در شکل‌های (۱-ب) و (۱-ت) ارائه

قادر است میزان پیچیدگی، رفتارهای موازی کارانه و مشابه فرایندهای سیستم‌ها هم‌چون مغز در وضعیت‌های مختلف به خصوص ADHD را کمی کند، یکی دیگر از روش‌هایی است که تحقیقات زیادی را برای تفکیک افراد ADHD از افراد سالم به خود جلب کرده و در واقع توانسته نتایج قابل توجهی برای تفکیک این افراد با استفاده از کمی‌سازی تغییرات فضای فاز، به خصوص فضای فاز با ابعاد بالا ارائه نماید [۲۵، ۲۹، ۳۰]. ارزیابی آماری فاصله‌ی اقلیدسی فازها در فضای فاز تاخیری بازسازی شده از قطعات EEG فضای فاز بزرگسالان مبتلا به ADHD یکی از روش‌های غیرمعارف دیگر است که توسط کور و هم‌کارانش با توسعه‌ی طبقه‌بندی کننده‌ها ارائه شده و نتایج قابل توجهی را برای تمایز افراد مبتلا به ADHD از افراد سالم به دست آورده است [۱]. با این حال اگر چه این تکنیک‌ها توانسته‌اند فضای فاز را کمی کرده و اطلاعات مفیدی را استخراج کنند، اما توانایی ارزیابی حجم و هندسه‌ی بستر نوسان را ندارند. بر این اساس در این مطالعه به ارزیابی حجم بستر نوسان در افراد مبتلا به ADHD و سالم در دو گروه خردسالان و بزرگسالان پرداخته شده و تاثیر ADHD روی حجم نوسانات پایدار و تکرارپذیر فعالیت مغزی مورد بررسی قرار گرفته است. ویژگی‌های هندسی مانند حجم و مساحت بستر نوسان توانایی استخراج اطلاعاتی را دارند که ویژگی‌های غیرخطی دیگر ندارند و در واقع این ویژگی‌ها جنبه‌های دیگری را مورد بررسی قرار می‌دهند. به عنوان مثال بعد فرکتال توانایی محاسبه‌ی حجم اشغال شده در فضای فاز و بعد همبستگی توانایی محاسبه‌ی میزان همبستگی را دارد اما این ویژگی‌ها قادر نیستند اطلاعاتی در مورد تغییرات و یا کشیدگی بستر نوسان در جهت‌های مختلف را استخراج نمایند. هم‌چنین با استفاده از این ویژگی‌های هندسی می‌توان میزان پیچیدگی و آشوب سیگنال را استخراج کرد، آمار مجموعه‌های Inset و Outset نقاط ثابت مغز را کمی نمود و اطلاعات آن را به دست آورد.

در ادامه‌ی این مقاله در بخش‌های ۲-۱ تا ۲-۳ مشخصات اجتماعی جمعیتی افراد مورد مطالعه و روند اخذ داده‌ها ارائه شده، در بخش‌های ۲-۴ و ۲-۵ روش کمی‌سازی هندسه‌ی بستر نوسان تراژکتوری‌های بازسازی شده از قطعات EEG و ملزومات آن شرح داده شده و در بخش ۲-۶ ویژگی‌های استخراج شده از هندسه‌ی بستر نوسان سیگنال‌های EEG و روش انتخاب ویژگی‌های بهینه بیان شده است. در بخش ۳ نتایج تجربی به دست آمده برای تشخیص ADHD ارائه شده و بخش‌های ۴ و ۵ نیز به ترتیب به بحث و نتیجه‌گیری اختصاص داده شده است.

شده است. مشاهده می‌شود که توزیع نمرات T مقیاس‌های آزمون IVA در کودکان و بزرگسالان مبتلا به ADHD اختلاف معناداری ($-\text{Log}_{10}(p) > 2$) با توزیع نمرات T مقیاس‌های آزمون IVA کودکان و بزرگسالان سالم دارد. این شرایط در

مقیاس‌های آزمون IVA نشان دهنده‌ی این موضوع است که ADHD به عنوان یک اختلال عصبی رفتاری سبب می‌شود که عمل کرد افراد مبتلا به آن به خصوص در رفتارهای توجه و کنترل پاسخ (شاخص‌های اصلی) ضعیف‌تر باشد.

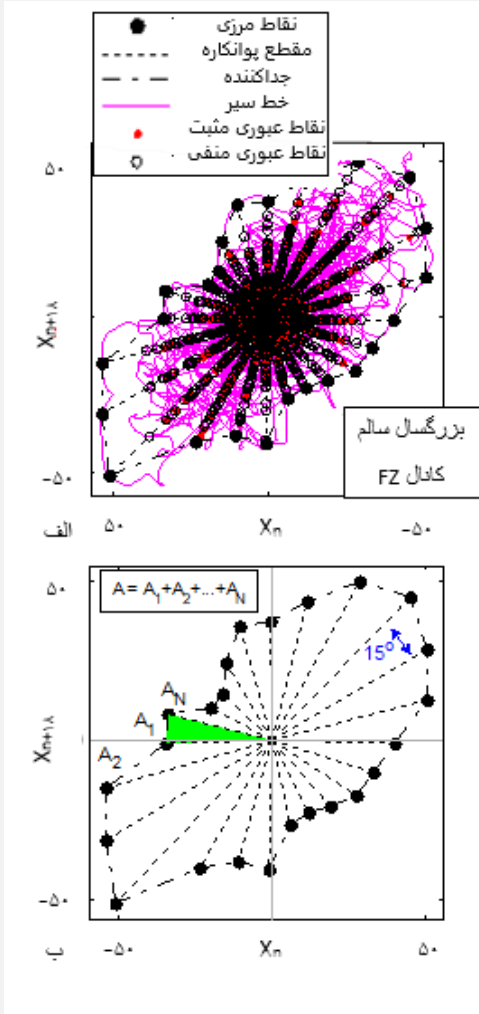


زمان ثبت هر سیگنال EEG بین ۴/۵ تا ۵ دقیقه است. در جمع‌آوری این سیگنال‌ها از متخصصان یک کلینیک روان‌پزشکی تحت حمایت دانشگاه بین‌المللی امام رضا (ع) کمک گرفته شده است. فرکانس و رزولوشن نمونه‌برداری این سیگنال‌ها به ترتیب ۵۰۰ هرتز و ۲۴ بیتی است. در قسمت پیش‌پردازش ابتدا آرتیفکت‌های حرکتی ناشی از حرکات عضله‌ی چشم و سایر اعضای بدن با استفاده از رویکرد کامپیوتری شده‌ی مبتنی بر کاربر حذف شده است. در این

۲-۳- ثبت الکتروانسفالوگرافی

پس از گروه‌بندی افراد به دو گروه مبتلا به ADHD و سالم در دو گروه خردسالان و بزرگسالان، سیگنال‌های EEG چشم بسته‌ی کودکان و بزرگسالان در حالت استراحت طبق سیستم استاندارد ۲۰-۱۰ از کانال‌های FP1, FP2, FP3, FP4, C3, C4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, Fz, Pz و Cz و با انتخاب میانگین الکترودهای A1 و A2 به عنوان مرجع با استفاده از دستگاه Mitsar-EEG-202 ثبت شده است. مدت

قطعات‌های پوانکاره شعاعی) است. در واقع این پارامترها برای تخمین مناسب فضای فاز دوبعدی و ویژگی‌های هندسی بستر نوسان تراژکتوری‌های EEG الزامی است. بنابراین در تعیین این دو پارامتر از نمودار اثرات θ بر خطای تخمین مساحت بستر نوسان تراژکتوری‌های بازسازی شده از قطعات EEG کانال Fz و نمودار اثرات τ بر مساحت بستر نوسان استفاده شده است.



شکل (۲) - الف) فضای فاز دوبعدی یک قطعه‌ی EEG مرتب شده توسط قطعات‌های پوانکاره شعاعی و نقاط مرزی بستر نوسان، ب) روش محاسبه‌ی مساحت تقریبی بستر نوسان تراژکتوری توسط جمع مساحت مثلث‌های ایجاد شده از نقاط مرزی بستر و مبدا مختصات کارترین

خطای تخمین مساحت بستر نوسان تراژکتوری‌های بازسازی شده از قطعات EEG کانال Fz به دست آمده از فضای فاز مرتب شده با قطعات‌های پوانکاره شعاعی خطی در مقابل تغییرات θ در شکل (۳) نشان داده شده است. برای محاسبه‌ی این نمودار، ابتدا مساحت بستر نوسان هر قطعه‌ی EEG از حاصل جمع مساحت مثلث‌های مشخص شده در شکل (۲-ب) برای θ -های

رویکرد آستانه‌ی مورد نیاز برای برش و حذف آرتیفکت‌های حرکتی سیگنال‌های EEG برای هر یک از شرکت کنندگان، توسط کاربر به صورت بصری تعیین شده (۱۰۰ میکروولت) و سپس آرتیفکت مورد نظر با توجه به آستانه‌ی تعیین شده حذف شده است. به عبارت دیگر بعد از رسم کل سیگنال یک فرد، دو آستانه‌ی مثبت و منفی به صورت بصری توسط کاربر تعیین شده است. قسمت‌هایی از سیگنال که مقدار آن‌ها بزرگ‌تر از این آستانه‌ها باشد حذف شده است. همچنین برای حذف فرکانس‌های بالا و نویز برق شهر، سیگنال‌های EEG با استفاده از یک فیلتر پایین‌گذر باترورث مرتبه‌ی ۶ با فرکانس قطع ۴۰ هرتز و یک فیلتر بالاگذر با فرکانس ۰/۱ هرتز فیلتر شده است. سپس این سیگنال‌ها به قطعاتی با طول ۱۰ ثانیه و بدون هم‌پوشانی برش داده شده است. در نهایت پس از تمام این مراحل تعداد ۱۰۶۱ قطعه سیگنال EEG افراد ADHD و ۹۹۲ قطعه سیگنال EEG افراد سالم استخراج شده است.

۲-۴- مرتب‌سازی فضای فاز با قطعات پوانکاره

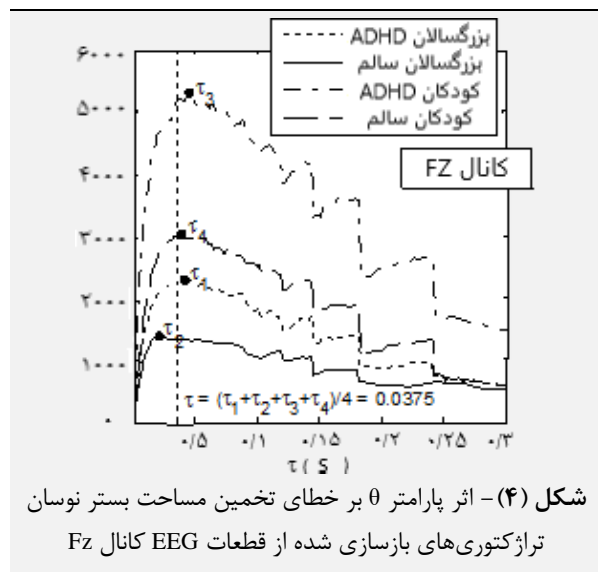
فضای فاز به عنوان یک ابزار مناسب برای تعیین وضعیت سیستم در طول زمان، توانایی توسعه توسط هر فاز تاخیری یا فضایی گرفته شده از فرایندهای سیستم را دارد.

مرتب‌سازی فضای فاز با استفاده از قطعات پوانکاره شعاعی یکی از این تکنیک‌ها بوده که تا کنون برای کمی‌سازی مشخصات هندسی فضای حالت یا فاز سیستم‌ها معرفی شده است [۳۳]. با توجه به این که اختلال ADHD باعث تغییراتی در هندسه‌ی بستر نوسان فضای فاز می‌شود، در این مطالعه از این فضای جدید برای ارزیابی هندسه‌ی بسترهای نوسان فازهای تاخیری سیگنال EEG استفاده شده است. نمونه‌ای از نقاط برخورد تراژکتوری با قطعات پوانکاره شعاعی خطی در فضای فاز جدید مربوط به یک قطعه‌ی سیگنال EEG یکی از شرکت کنندگان در این پژوهش در شکل (۲-الف) نشان داده شده است [۳۳] که اطلاعات موجود در آن می‌تواند هندسه‌ی بستر نوسان فازهای الکتریکی به دست آمده از افراد سالم و مبتلا به ADHD را مورد ارزیابی قرار دهد. در بخش‌های بعدی با استفاده از اطلاعات این فضای جدید به ارزیابی قطعات EEG افراد مورد مطالعه در این پژوهش پرداخته شده است.

۲-۵- تعیین τ و θ برای بازسازی فضای فاز مرتب‌شده

مطابق شکل (۲-الف) برای بازسازی فضای فاز مرتب شده با استفاده از قطعات پوانکاره شعاعی خطی نیاز به تعیین دو پارامتر τ (تاخیر برای بازسازی فضای فاز) و θ (زاویه‌ی بین

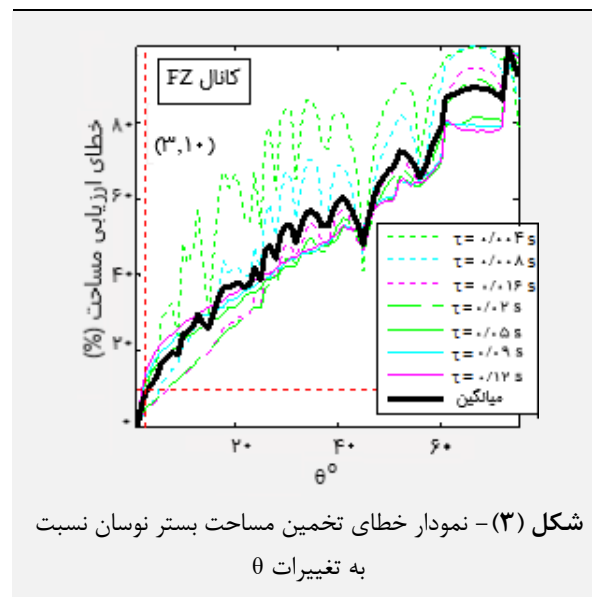
به ADHD برای تعیین مقدار تاخیر τ استفاده شده است. طبق نمودارهای متوسط حاصل از کل قطعات EEG چهار گروه، در واقع مقدار $0/037$ ثانیه برای τ انتخاب شده است. مشاهده می‌شود که این مقدار به طور متوسط توانسته است بیشترین مساحت بستر نوسان را در فضای فاز بازسازی شده از قطعات EEG چهار گروه افراد سالم و مبتلا به ADHD ایجاد کند. در بخش بعدی با استفاده از مقادیر θ و τ تعیین شده در این بخش، فضای فاز سیگنال‌های EEG بازسازی و مرتب شده است.



۲-۶- استخراج و انتخاب ویژگی

نقشه‌های مغزی مبتنی بر میانگین مساحت بستر نوسان در فضای فاز دوبعدی برای کودکان و بزرگسالان سالم و مبتلا به ADHD در شکل (۵) نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که مساحت بستر نوسان تراژکتوری‌های EEG به طور متوسط در افراد مبتلا به ADHD در اغلب کانال‌های EEG، به خصوص در لوب پیشانی، بیش‌تر از افراد سالم بوده که به معنای اتساع نوسانات تراژکتوری‌های بازسازی شده از سیگنال EEG در فضای فاز است. مقایسه‌ی این نقشه‌های مغزی هم‌چنین نشان می‌دهد که بستر نوسان تراژکتوری‌های EEG کودکان نسبت به بزرگسالان همواره بیش‌تر بوده که به معنای پویایی بیش‌تر کودکان، به خصوص کودکان مبتلا به ADHD است. بنابراین با توجه به این شرایط در نقشه‌های مغزی مذکور، مطابق شکل (۶) پنج ناحیه روی نقشه‌های مغزی در نظر گرفته شده و بر اساس متوسط اطلاعات کانال‌های EEG واقع در این نواحی ویژگی‌ها استخراج شده است. به عبارت دیگر پس از استخراج ویژگی از کانال‌های EEG، متوسط ویژگی کانال‌های EEG واقع در هر ناحیه به عنوان ویژگی آن ناحیه در نظر گرفته شده است.

مختلف (۱-۷۵) محاسبه شده است. سپس در هر θ خطای تخمین مساحت بستر نوسان قطعات EEG با در نظر گرفتن مساحت بستر نوسان به دست آمده در $\theta=1$ به عنوان مساحت واقعی محاسبه شده است. در نهایت با متوسط‌گیری این خطاها در θ -های مختلف نمودار اثر θ بر خطای تخمین مساحت بستر نوسان، تخمین زده شده است. این محاسبات برای تراژکتوری EEG دوبعدی بازسازی شده با τ تاخیر متفاوت ($0/004$ ، $0/008$ ، $0/016$ ، $0/02$ ، $0/05$ ، $0/09$ و $0/12$ ثانیه) نیز محاسبه شده است (شکل ۳). به طور کلی همان‌طور که در نمودار متوسط شکل (۳) نشان داده شده، مقدار $\theta=3$ یک مقدار مناسب برای ارزیابی ویژگی‌های بستر نوسان تراژکتوری‌ها است، زیرا این مقدار خطای تخمین مساحت حدود 10% را ایجاد کرده که به لحاظ مهندسی تقریباً قابل تحمل می‌باشد. بر این اساس از این مقدار θ برای محاسبه‌ی بستر نوسان استفاده شده است.

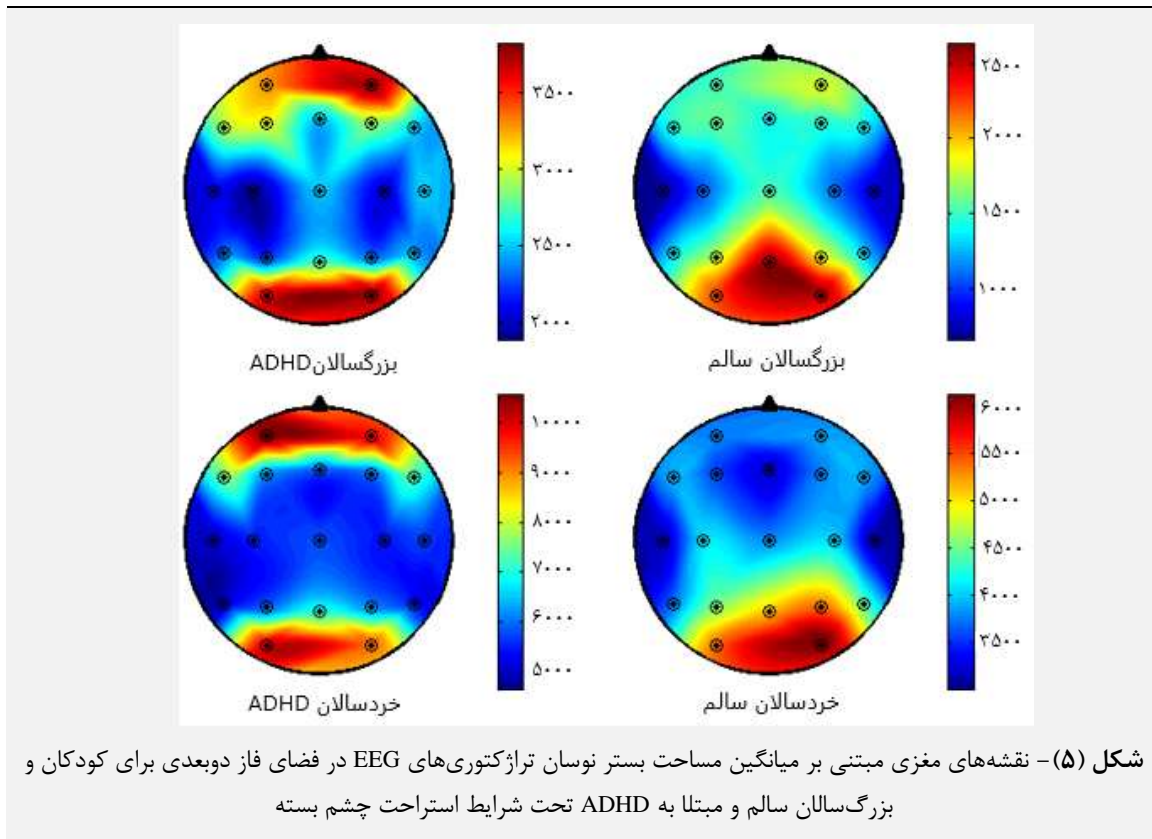


برای تعیین پارامتر تاخیر τ ، از آن‌جا که بیش‌ترین حجم بستر نوسان به لحاظ ارزیابی یک وضعیت در یک سیستم دارای اهمیت است، محققان در حال حاضر معمولاً از تکنیک استقلال خطی فازها برای این منظور استفاده می‌کنند [۲۵، ۳۳، ۳۴]. با این حال از آن‌جا که این تکنیک قصد دارد به طور غیرمستقیم بیش‌ترین حجم بستر نوسان را در فضای فاز ایجاد کند، اغلب با مشکلاتی همراه است.

با توجه به این که می‌توان مساحت بستر نوسان را با استفاده از فضای فاز مرتب شده توسط قطع پوانکاره تخمین زد، در این تحقیق مطابق شکل (۴) از اثر مقادیر مختلف تاخیر τ بر مساحت بستر نوسان تراژکتوری‌های بازسازی شده از قطعات EEG کانال Fz اخذ شده از کودکان و بزرگسالان سالم و مبتلا

می‌شود. ویژگی‌های استخراج شده از این نواحی در جدول (۲) ارائه شده است.

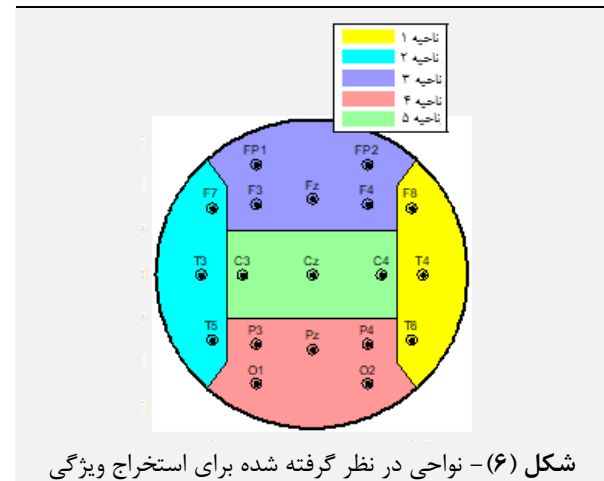
این متوسط‌گیری علاوه بر کاهش بار محاسباتی منجر به پایداری بیش‌تر سیستم تشخیصی در برابر نویز کانال‌های EEG



در این مجموعه، ویژگی‌های ۱ تا ۳ هندسه‌ی بستر نوسانات پایدار و بازگشت‌پذیر EEG و ویژگی ۴ آمار مجموعه‌های Inset و Outset نقاط ثابت مغز را کمی کرده [۳۵] و اطلاعاتی از کشیدگی، فشردگی، تاخوردگی و پیچیدگی تراژکتوری‌های بازسازی شده از قطعات EEG را ارائه می‌دهند. با توجه به این که در پژوهش‌های پیشین دو ویژگی نسبت تنا به بتا و آنتروپی شنون به عنوان ویژگی‌های بهینه برای تشخیص ADHD معرفی شده [۲۵، ۲۷، ۳۶-۳۸] این ویژگی‌ها نیز به بردار ویژگی اضافه شده است، زیرا می‌توانند بخش دیگری از اطلاعات دامنه و پیچیدگی زمانی قطعات EEG را استخراج کنند. هم‌چنین پس از استخراج ویژگی‌های مذکور با استفاده از رابطه‌ی پیرو، ویژگی‌ها با توجه به متوسط و واریانس ویژگی‌ها در مجموعه‌ی آموزش نرمالیزه شده است.

$$f_{\text{Normalize}} = \frac{f_{\text{raw}} - \mu}{\sigma} \quad (1)$$

در این رابطه μ و σ به ترتیب متوسط و انحراف معیار ویژگی‌ها در مجموعه‌ی آموزش است. برای انتخاب ویژگی‌های بهینه نیز از الگوریتم جست‌وجوی ترتیبی رو به جلو برای ارزیابی ویژگی‌های استخراج شده استفاده شده است، زیرا این الگوریتم



جدول (۲) - ویژگی‌های استخراج شده در این پژوهش

شماره	ویژگی
۱	مساحت بستر نوسان تراژکتوری‌های EEG
۲	محیط بستر نوسان تراژکتوری‌های EEG
۳	طول قوس‌های بستر نوسان در چهار ناحیه‌ی مختصات کارتزین (مجموع فواصل هر دو نقطه‌ی متوالی حاصل از برخورد تراژکتوری و قطع پوانکاره در هر یک از نواحی مختصات کارتزین)
۴	آمار نقاط عبوری مثبت و منفی (شکل ۲-الف)
۵	نسبت تنا به بتا
۶	آنتروپی شنون

به ADHD و اثر جامعه‌ی ورودی (مجموعه‌های آموزش، اعتبارسنجی و آزمون) بر الگوریتم مذکور ارائه شده است.

علاوه بر کاهش بار محاسباتی توسط کاهش بعد فضای ویژگی استفاده شده برای طبقه‌بندی، قادر به رتبه‌بندی ویژگی‌ها و حذف ویژگی‌های زاید است.

۳- نتایج آزمایشگاهی

خروجی الگوریتم SFS برای تفکیک کودکان و بزرگسالان سالم و مبتلا به ADHD در شکل (۷) نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که ترکیب ۱۰ ویژگی نخست تعیین شده توسط الگوریتم SFS، ویژگی‌های بهینه بوده که در آن‌ها صحت به بیش‌ترین مقدار رسیده و ویژگی‌های بعدی اثر چندانی روی صحت طبقه‌بندی کننده‌ی SVM نداشته است. این مسیر جست‌وجوی الگوریتم SFS هم‌چنین نشان داده است که ویژگی‌های استخراجی از هندسه‌ی بستر نوسان تراژکتوری‌های به دست آمده از EEG در فضای فاز می‌تواند تفکیک بیش‌تری را نسبت به ویژگی‌های بی‌نظمی EEG و نسبت توان باند تتا به بتا ایجاد کند. با این حال اگر چه این ترکیب توانسته صحت قابل توجهی را برای تفکیک کودکان و بزرگسالان سالم و مبتلا به ADHD در الگوریتم SFS ارائه کند، اعتبارسنجی این الگوریتم نشان داده است که تغییر جامعه‌ی ورودی (مجموعه‌ی آموزش، ارزیابی و آزمون) روی خروجی الگوریتم SFS اثر دارد، به طوری که علاوه بر تغییر صحت خروجی روی چیدمان و تعداد ترکیب بهینه اثر می‌گذارد.

۲-۶-۱- الگوریتم SFS

اگر $X=[x_1, x_2, \dots, x_N]$ بردار ویژگی ورودی باشد.

۱- با یک مجموعه‌ی خالی شروع کنید: $Y=[]$

۲- بهترین ویژگی بعدی را با استفاده از بردار Y و $X_{new} \in X$ و

صحت مجموعه‌ی اعتبارسنجی انتخاب کنید

۳- اگر صحت معیار انتخاب از مرحله‌ی قبل یا صحت مطلوب

بزرگ‌تر است به ۵ بروید. معیار انتخاب در این مرحله، صحت

طبقه‌بندی کننده‌های RBF-SVM است که توسط سه

مجموعه‌ی به دست آمده از روش Holdout با نسبت تقسیم

۵۰٪، ۲۰٪ و ۳۰٪ برای مجموعه‌های آموزشی، اعتبارسنجی و

آزمایش تهیه شده است

۴- Y را برای ویژگی‌ها انتخاب کنید. به ۶ بروید

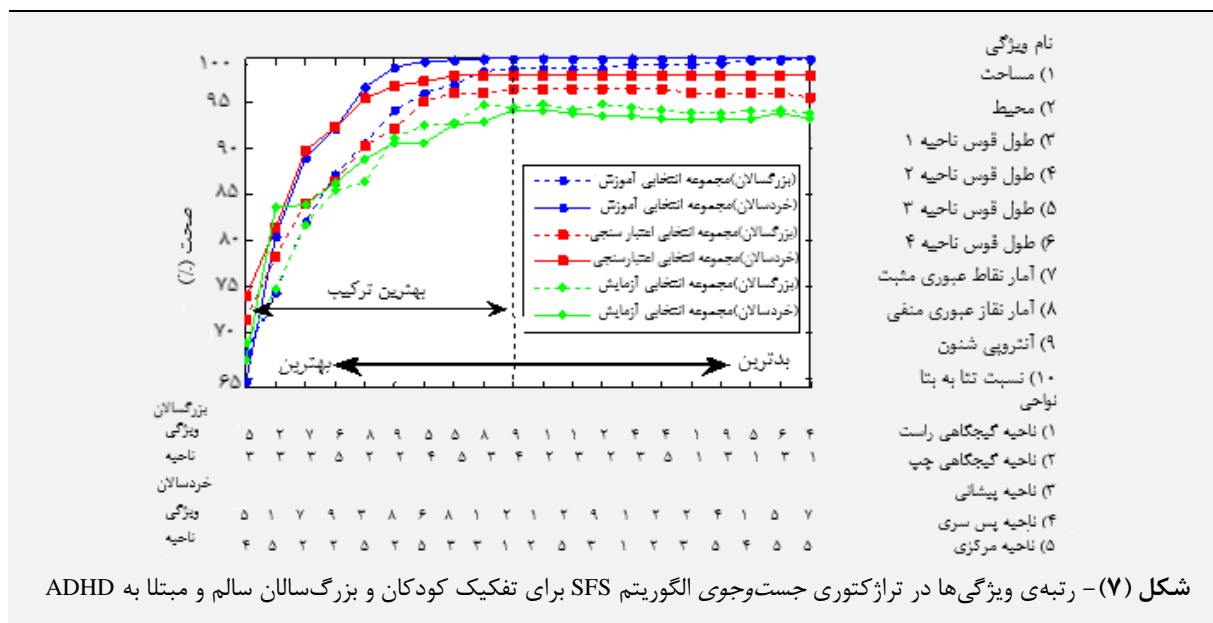
۵- بهترین X را در Y جای‌گزین کنید. بهترین X را از X حذف

کنید. به ۲ بروید

۶- پایان

در بخش بعدی، نتایج به دست آمده از ارزیابی ویژگی‌ها با

الگوریتم SFS برای تفکیک کودکان و بزرگسالان سالم و مبتلا

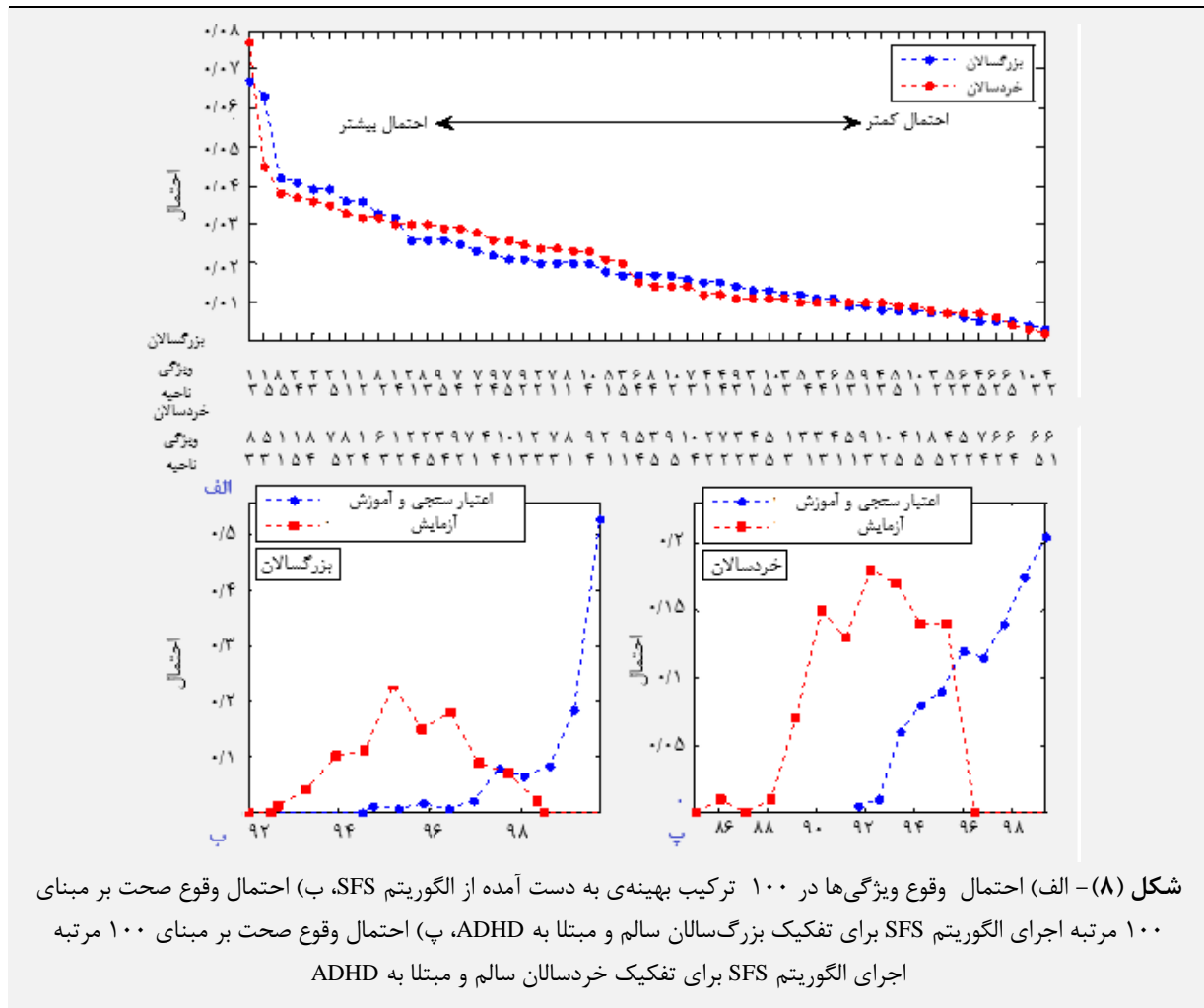


آزمون، یک توزیع صحت بین ۹۲/۵٪-۹۸/۵٪ برای بزرگسالان و بین ۸۶/۵٪-۹۶/۵٪ برای خردسالان به دست آید. بنابراین این موضوع نشان می‌دهد که جامعه‌ی ورودی اثر معناداری روی تفکیک ADHD داشته است. از طرفی این اثر روی چیدمان ویژگی‌ها در ترکیب‌های بهینه نیز وجود داشته است. احتمال

احتمال وقوع صحت بر مبنای ۱۰۰ مرتبه اجرای الگوریتم SFS برای تفکیک افراد سالم و مبتلا به ADHD در بزرگسالان و خردسالان به ترتیب در شکل‌های (۸-ب) و (۸-پ) نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که جامعه‌ی ورودی سبب شده است که در ۱۰۰ خروجی الگوریتم SFS برای مجموعه‌ی

پیشانی و مرکزی) احتمال وقوع بیش‌تری داشته که به معنی ویژگی‌های بهینه‌تر برای تفکیک افراد مبتلا به ADHD است. طبق نتایج این شکل، دو ویژگی ۹ و ۱۰ (به ترتیب ویژگی آن‌تروپی شانن و نسبت توان تتا به بتا) نیز احتمال وقوع پایین‌تری نسبت به ویژگی‌های استخراج شده از بستر نوسان تراژکتوری‌های EEG داشته که نشان دهنده‌ی برتری ویژگی‌های هندسی بستر نوسان فعالیت‌های مغزی بر این دو ویژگی بهینه‌ی مذکور است.

وقوع ویژگی‌ها در ۱۰۰ ترکیب بهینه‌ی حاصل از الگوریتم SFS در شکل (۸-الف) نشان داده شده که تاییدی بر این موضوع است. این شکل در واقع نشان می‌دهد که ویژگی‌های متفاوتی در ترکیب ۱۰-تایی ویژگی‌های بهینه‌ی به دست آمده از الگوریتم SFS وجود داشته است. البته همان‌طور که در این نمودار نشان داده شده است، برخی از ویژگی‌ها به خصوص ویژگی ۱، ۸ و ۵ (به ترتیب مساحت بستر نوسان، فراوانی نقاط برخورد مثبت و طول قوس ناحیه‌ی ۳ مختصات کارترین نواحی



شکل (۸) - الف) احتمال وقوع ویژگی‌ها در ۱۰۰ ترکیب بهینه‌ی به دست آمده از الگوریتم SFS، ب) احتمال وقوع صحت بر مبنای ۱۰۰ مرتبه اجرای الگوریتم SFS برای تفکیک بزرگسالان سالم و مبتلا به ADHD، پ) احتمال وقوع صحت بر مبنای ۱۰۰ مرتبه اجرای الگوریتم SFS برای تفکیک خردسالان سالم و مبتلا به ADHD

ویژگی بارز و اصلی یعنی بیش‌فعالی و کم‌توجهی همراه با حواس‌پرتی شناخته شده که در تضاد با یک‌دیگر بوده و در واقع افراد مبتلا به ADHD با افزایش بیش‌فعالی و تنش‌گری، توجه‌شان را کاهش می‌دهند. جالب توجه است که در برخی از تحقیقات بر این موضوع تاکید شده که بیش‌فعالی و تنش‌گری در افراد مبتلا به این اختلال باعث افزایش توان باند دلتا و تتا و در مقابل بی‌توجهی باعث کاهش توان باند آلفا و بتا می‌شود که نتیجه‌ی آن نیز کاهش پیچیدگی فرایندهای مغزی است [۲۵، ۲۷]. از آن‌جا که طیف فرکانسی فعالیت‌های مغزی، به خصوص

۴- بحث و پیشنهادات

پژوهش‌های پیشین نشان داده است که اختلال ADHD سبب افزایش توان در باندهای دلتا و تتا و کاهش توان در باندهای آلفا و بتا می‌شود [۱۲، ۳۶، ۳۷، ۳۹]. از این گذشته، پژوهش‌های بسیاری در حوزه‌ی نوروفیدبک انجام شده که در آن‌ها از نسبت توان باندهای تتا به بتا برای درمان افراد مبتلا به ADHD استفاده شده [۳۹-۴۲]. زیرا تحقیقات نشان داده که این نسبت در افراد مبتلا به ADHD به طور معنی‌داری بالاتر از افراد سالم است. هم‌چنین اختلال ADHD در حال حاضر با دو

رو به جلو در این تحقیق گویای این مطلب است که هندسه‌ی بستر نوسان تراژکتوری‌های بازسازی شده از قطعات EEG ثبت شده از کودکان و بزرگسالان مبتلا به ADHD همراه با تغییرات معنی‌دار است به طوری که این ویژگی‌ها در ترکیب‌های ویژگی بهینه‌ی انتخاب شده توسط الگوریتم مذکور احتمال رخداد بالایی را دارند (شکل ۸). به عبارت دیگر این ویژگی‌ها نه تنها احتمال ظهور بالاتری را در ترکیب ویژگی‌های انتخابی نسبت به ویژگی‌های بهینه‌ی معرفی شده در پژوهش‌های پیشین دارند، بلکه ترکیب این ویژگی‌ها با ویژگی‌های پیشین توانسته است یک صحت قابل توجه (شکل ۸) را برای تفکیک ADHD در کودکان و بزرگسالان ارائه دهد. جالب توجه است که ارزیابی ترکیب ویژگی‌های فراوانی انتخاب شده توسط الگوریتم SFS نیز در ویژگی‌های فراوانی نقاط عبوری مثبت و منفی احتمال رخداد قابل توجهی را داشته (شکل ۸) که در واقع معادل با فراوانی مجموعه‌های ورودی و خروجی (In-sets و Out-sets) ثبت شده روی قطعات‌های پوانکاره‌ی شعاعی می‌باشد. چنین شرایطی در آمار مجموعه‌های ورودی و خروجی، با فرض این که سیگنال EEG یک فرایند پیچیده‌ی تولید شده توسط مدار-های هموکلینیک و هتروکلینیک است [۳۵]، گویای این موضوع بوده که ADHD می‌تواند منجر به تغییر تقاطع‌های هموکلینیک و هتروکلینیک شود. بنابراین با توجه به فرض مذکور و هم‌چنین با توجه به این که ADHD به طور متوسط باعث افزایش مصرف انرژی می‌شود (افزایش محدوده‌ی برخورد در قطع پوانکاره) به نظر می‌رسد که این اختلال یک اتساع در مدارهای هموکلینیک و هتروکلینیک ایجاد شده توسط In-sets و Out-sets نقاط ثابت به وجود آورده که در مباحث شناسایی سیستم مغز می‌تواند قابل توجه باشد.

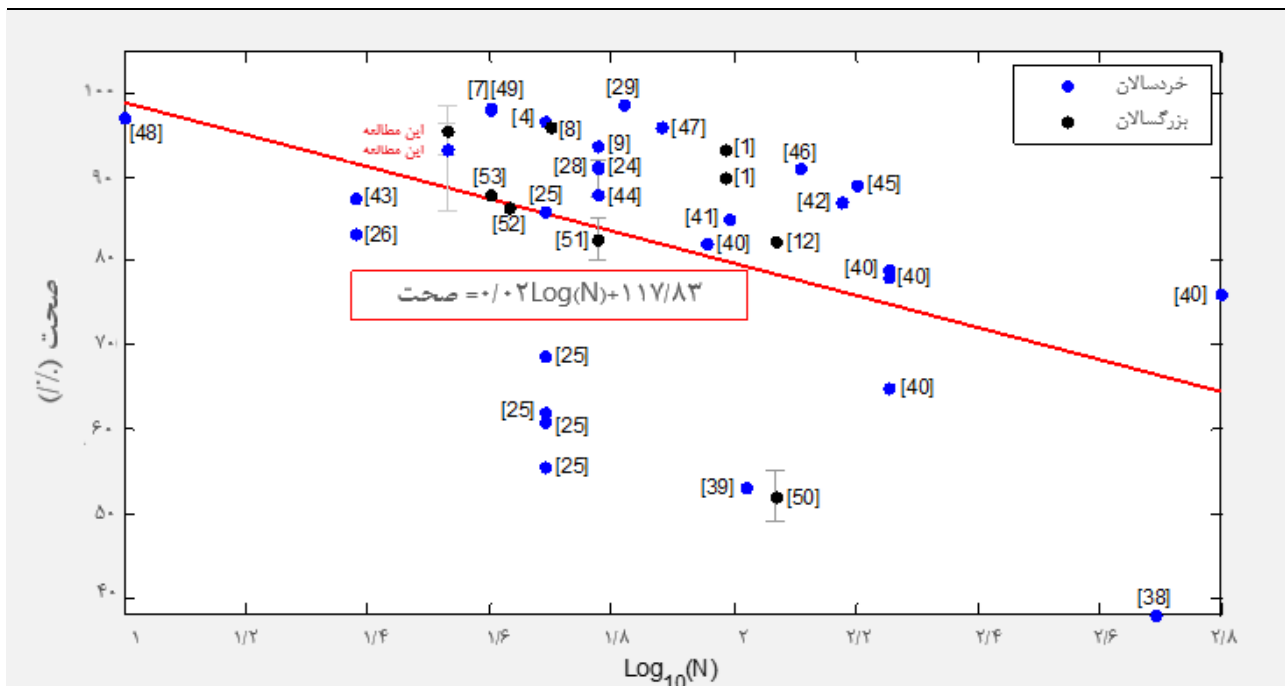
از این گذشته، نتایج الگوریتم پیشنهادی در این تحقیق و نتایج پژوهش‌های پیشین در جدول (۳) ارائه شده و این نتایج به صورت اثر جامعه‌ی آماری (تعداد شرکت کنندگان N) بر صحت تشخیص ADHD در شکل (۹) نشان داده شده که گویای این موضوع است که تکنیک پیشنهادی قابلیت کافی را برای تفکیک کودکان و بزرگسالان مبتلا به ADHD دارد. البته مطابق شکل (۹)، افزایش جامعه‌ی آماری می‌تواند صحت تفکیک الگوریتم‌های پیشنهادی را کاهش دهد. با این حال نتایج آنالیز حجم بستر نوسان تراژکتوری‌های EEG در فضای فاز حاوی اطلاعات ارزشمندی است. به عبارت دیگر روش پیشنهادی توانسته است در تفکیک افراد مبتلا به ADHD از افراد سالم در خردسالان به صحت $93/20 \pm 2/04$ و در بزرگسالان به صحت $95/60 \pm 1/13$ دست یابد. با توجه به نتایج پژوهش‌های پیشین

فعالیت‌های ذخیره شده روی رکوردهای EEG، یک طیف $1/f$ است [۴۳، ۷]، تغییرات مذکور عاملی برای افزایش بستر نوسان تراژکتوری‌های بازسازی شده از سیگنال‌های EEG می‌باشد. لازم به ذکر است که ارزیابی انجام شده روی مساحت بستر نوسان تراژکتوری‌های بازسازی شده از قطعات EEG در کودکان و بزرگسالان سالم و مبتلا به ADHD در این مطالعه نشان داده که اختلال ADHD به طور کلی منجر به افزایش حجم بستر نوسان در ابعاد مختلف فضای فاز می‌شود (شکل ۴)، به طوری که در ابعاد بازسازی شده توسط تاخیرهای زمانی مختلف (طبق تئوری تیکن)، به خصوص در تاخیر حدود $0/37$ ثانیه، این افزایش بستر نوسان برای کودکان و بزرگسالان مبتلا به اختلال مذکور وجود داشته است. به علاوه نتایج این ارزیابی نشان داده که افزایش در بستر نوسان تراژکتوری‌های EEG برای کودکان مبتلا به ADHD بیش‌تر از بزرگسالان مبتلا به ADHD است. این نتایج هم‌چنین نشان داده که بستر نوسان تراژکتوری‌های EEG برای کودکان سالم بیش‌تر از بزرگسالان بوده که به طور کلی نشان دهنده‌ی پویایی (بیش‌فعالی) بیش‌تر کودکان است. بنابراین این شرایط نشان می‌دهد که حجم بستر نوسان تراژکتوری بازسازی شده از سیگنال EEG حاوی بخش مهمی از اطلاعات تولید شده توسط دینامیک غیرخطی سیستم مغزی است که می‌تواند برای شناسایی رفتارهای غیرعادی سیستم مغزی هم‌چون ADHD مورد استفاده قرار گیرد. در این رابطه، با توجه به ارزیابی انجام شده روی مساحت بستر نوسان تراژکتوری بازسازی شده از سیگنال EEG ۱۹ کانال، مساحت بستر نوسان تراژکتوری‌های EEG به طور متوسط در افراد مبتلا به ADHD در اغلب کانال‌های EEG به خصوص در لوب پیشانی افزایش معنی‌داری نسبت به افراد سالم داشته (شکل ۵) که به معنای اتساع نوسانات تراژکتوری‌های بازسازی شده از سیگنال EEG در فضای فاز است. مقایسه‌ی این نقشه‌های مغزی هم‌چنین نشان می‌دهد که بستر نوسان تراژکتوری‌های EEG کودکان نسبت به بزرگسالان همواره در تمامی نواحی مغز بیش‌تر است که معنی آن پویایی بیش‌تر کودکان به خصوص کودکان ADHD است. این پویایی بیش‌تر عاملی برای کاهش پیچیدگی تمامی فعالیت‌های کودکان به خصوص فعالیت‌های مغزی بوده که معمولاً در پژوهش‌های قبلی گزارش شده است [۲۵، ۲۷، ۴۴]. به عبارت دیگر این نتایج گویای این موضوع است که افزایش سن نیز باعث کاهش پویایی می‌شود (شکل ۴) که عاملی برای افزایش پیچیدگی فعالیت‌های انسان است [۴۴-۴۷]. از این گذشته، ارزیابی ویژگی‌های هندسی بستر نوسان نواحی مختلف مغز با استفاده از الگوریتم جست‌وجوی ترتیبی

طبقه‌بندی کننده یا بهترین صحت دیده شده در اعتبارسنجی 10-fold بوده که نتیجه‌ی آن ارائه‌ی یک افزایش صحت کاذب است و در نتیجه ناکارآمدی طبقه‌بندی کننده‌ها در کاربردهای کلینیکی را به همراه دارد.

در این مطالعه در شکل‌های (۸-ب) و (۸-پ) اثر تغییر در جامعه‌ی آماری به طور واضح به تصویر کشیده شده که معمولاً در پژوهش‌های پیشین این اثرات نمایش داده نشده و تنها بهترین صحت دیده شده گزارش شده است. در نتیجه صحت گزارش شده در پژوهش‌های پیشین تا حد معنی‌داری کاذب بوده و صحت واقعی برای جامعه‌ی آماری آن‌ها معمولاً پایین‌تر از مقادیر گزارش شده است. بر این اساس قابلیت اطمینان نتایج برای کاربردهای کلینیکی که با حجم بالا و متنوعی از نمونه روبه‌رو بوده، بسیار پایین است. قابل اطمینان نبودن نتایج پژوهش‌های تفکیک ADHD با استفاده از طبقه‌بندی کننده‌های آماری، این شرایط را تقویت می‌کند که ارزیابی ویژگی‌های هندسی مانند مساحت بستر نوسان افراد، مبتنی بر تکنیک‌هایی بدون استفاده از طبقه‌بندی‌های آماری مانند نقشه‌های مغزی (شکل ۵) و نمودارهای اختصاصی برای ارائه‌ی وضعیت افراد مبتلا به ADHD به صورت مدرج (شکل ۴) می‌تواند کاربرد بیشتری در تشخیص و درمان ADHD در سطح کلینیکی داشته و تمایل روان‌شناسان و روان‌پزشکان برای استفاده از آن‌ها را افزایش دهد.

در جدول (۳) که در آن بالاترین صحت به دست آمده برای تفکیک خردسالان مبتلا به ADHD ۹۸/۵۷٪ و برای بزرگسالان ۹۶٪ گزارش شده است، روش پیشنهادی در این تحقیق برای بزرگسالان با وجود اعتبارسنجی 100-fold توانسته صحت نزدیک به بالاترین صحت اعتبارسنجی 10-fold گزارش شده در پژوهش‌های پیشین را به دست آورد. ضمناً همان‌طور که در بخش‌های قبلی نیز اشاره شده است، تغییر جامعه‌ی ورودی و همچنین تعداد افراد مورد مطالعه، هم‌ترازی تعداد افراد بین گروه‌های سالم و مبتلا، طول سیگنال‌ها و تعداد قطعات مورد تحلیل و بررسی نیز بر صحت طبقه‌بندی تأثیرگذار است. بنابراین یکی از مزایای روش ارائه شده در این تحقیق، گزارش صحت در شرایط هم‌ترازی بین چهار گروه خردسالان و بزرگسالان مبتلا به ADHD و سالم و همچنین ارزیابی اثر تغییر جامعه‌ی آماری بر مبنای اعتبارسنجی 100-fold الگوریتم SFS (کاهش اثر تغییر ترکیب ویژگی‌ها بر صحت اعتبارسنجی روش پیشنهادی) است، زیرا مطابق شکل (۹) تغییر جامعه‌ی آماری و افزایش تعداد نمونه‌های تحقیق به طور نمایی منجر به کاهش صحت طبقه‌بندی کننده‌ها می‌شود. در شکل (۹) به وضوح مشاهده می‌شود که تغییر جامعه‌ی آماری نیز مستثنا از این موضوع نبوده و تغییر آن معمولاً منجر به گزارش‌های متفاوتی در پژوهش‌ها شده است. همچنین در بسیاری از پژوهش‌ها صحت گزارش شده بهترین صحت دیده شده در



شکل (۹) - اثر جامعه‌ی آماری (پارامتر N در جدول ۳) بر صحت تشخیص ADHD با توجه به نتایج پژوهش‌های پیشین و حاضر

جدول (۳) - مطالعات مبتنی بر EEG برای تشخیص ADHD

مرجع	روش	سال/ADHD	سن	N	معیارها	صحت (%)
[۴۸، ۱۱]	خطی	۱۶/۱۶	۱۳-۷	۳۲	چندکاناله، نسبت θ/β	$p < 0.05$
[۴۹، ۱۱]	خطی	۱۶۹/۱۶۷	۱۹-۷	۳۳۶	نسبت θ/β ، Fz/FCz	$p < 0.05$
[۵۰]	خطی	۸۰/۵۹	۱۵-۴	۱۳۹	طیف توان EEG	$p < 0.05$
[۵۱، ۱۱]	خطی	۳۹۰/۱۰۰		۴۹۰	Cz، نسبت θ/β	۳۸
[۵۲، ۱۱]	خطی	۵۴/۵۱	۱۶-۸	۱۰۵	Cz، نسبت θ/β	۵۳
[۵۳، ۲۵]	خطی	۹۰/۹۰	۸/۲-۶/۵	۱۸۰	چندکاناله، ویژگی‌های بهینه‌ی استخراج شده از باند EEG	۷۹
		۹۰/۹۰	۹/۸-۸/۴	۱۸۰		۶۵
		۹۰/۹۰	۱۲-۱۰/۴	۱۸۰		۷۸
		۴۵/۴۵	۱۴-۱۲/۲	۹۰		۸۲
		۳۱۵/۳۱۵	۱۴-۶/۵	۶۳۰		۷۶
[۲۷]	خطی و غیر خطی	۱۲/۱۲	۱۲-۷	۲۴	چندکاناله، توان $(\delta\theta\alpha\beta\gamma)$ ، طیف تکینگی چندمنظوره، بزرگ‌ترین نمای لیاپانوف، آنتروپی تقریبی	۸۳/۳۳
[۵۴، ۱۱]	خطی	۶۲/۳۶	۱۶-۷	۹۸	Cz، قدرت مطلق θ و β ، نسبت θ/β	۸۵
[۲۶]	غیر خطی	۲۹/۲۰	۱۲-۷	۴۹	نمای لیاپانوف، بعد فرکتال کاتز، هیگوچی و سویک تمام کانال‌ها کانال‌های پس‌سری کانال‌های مرکزی کانال‌های جداری کانال‌های قدامی	۶۸/۶ ۵۵/۶ ۶۲ ۶۱ ۸۶
[۵۵، ۱۱]	خطی	۷۵/۷۵	۱۳-۷	۱۵۰	قدرت مطلق و نسبی	۸۷
[۵۶، ۱۱]	خطی	۱۲/۱۲		۲۴	توان $(\delta\theta\alpha\beta\gamma)$	۸۷/۵
[۴۲، ۲۵]	خطی	۳۰/۳۰	۱۴-۶	۶۰	Cz، نسبت θ/β	۸۷/۹
[۵۷، ۱۱]	خطی	۹۷/۶۲	۱۸-۶	۱۵۹	Cz، نسبت θ/β	۸۹
[۲۵]	خطی و غیر خطی	۳۰/۳۰	۱۲-۷	۶۰	نمودار بازگشتی، توان و آنتروپی	90.95 ± 1.25
[۵۸، ۱۱]	خطی	۹۶/۳۳	۲۰-۶	۱۲۹	Cz، نسبت θ/β	۹۱
[۲۹]	غیر خطی	۳۰/۳۰	۱۲-۷	۶۰	نمودار بازگشتی و آنتروپی	۹۱/۳
[۲۵، ۹]	غیر خطی	۳۰/۳۰	۱۴-۷	۶۰	چندکاناله، ویژگی‌های بهینه‌ی غیر خطی	۹۳/۶۵
[۵۹]	غیر خطی	۵۰/۲۶	۱۵-۴	۷۶	نمای لیاپانوف، بعد فرکتال، بعد همبستگی، آنتروپی تقریبی	۹۶/۰۵
[۴]	غیر خطی	۲۹/۲۰	۱۲-۷	۴۹	نمای لیاپانوف، بعد فرکتال کاتز و هیگوچی و سویک	۹۶/۷
[۶۰، ۱۱]	خطی	۷/۳	۱۲-۷	۱۰	چندکاناله، توان نسبی، θ و β ، نسبت δ/θ و θ/α	۹۷
[۶۱، ۲۵]	خطی	۲۰/۲۰	۱۰-۷	۴۰	چندکاناله، تبدیل موجک	۹۸/۰۷
[۲۵، ۷]	غیر خطی	۲۰/۲۰	۱۰-۷	۴۰	چندکاناله، نقشه‌های متمم	۹۸/۲۵
[۳۰]	خطی و غیر خطی	۳۵/۳۱	۱۲-۸	۶۶	تحلیل موجک، نمودار بازگشتی	۹۸/۵۷
[۶۲، ۱۱]	خطی	۶۲/۵۵	۵۰-۵	۱۱۷	Cz، نسبت θ/β	۵۵-۴۹
[۲۵، ۱۲]	خطی	۶۷/۵۰	۵۰-۱۸	۱۱۷	چندکاناله، توان مطلق $(\delta\theta\alpha\beta\gamma)$	۸۲/۳
[۶۳]	خطی	۳۰/۳۰	۲۴-۲۱	۶۰	توان نسبی و مطلق $(\delta\theta\alpha\beta\gamma)$	۸۵-۸۰
[۶۴، ۱۱]	خطی و غیر خطی	۲۲/۲۱	۲۲-۱۰	۴۳	چندکاناله، بعد فرکتال، توان باند $(\delta\theta\alpha\beta\gamma)$	۸۶/۴
[۶۵]	خطی	۲۰/۲۰	۵۶-۳۲	۴۰	چندکاناله، شبکه‌های عصبی کانولوشن یادگیری عمیق	88 ± 1.12
[۱]	غیر خطی	۵۰/۴۷	۲۴-۲۰	۹۷	چندکاناله، بازسازی فضای فاز، بعد فرکتال، گراف دیداری (چشم باز/چشم بسته)	۹۰/۹۳
[۸]	خطی و غیر خطی	۴۰/۱۰	۳۹-۲۲	۵۰	چندکاناله، آنتروپی-ویولت، بعد همبستگی، نمای لیاپانوف	۹۶
این مطالعه	غیر خطی	۱۷/۱۷	۱۲-۶	۳۴	چندکاناله، مرتب‌سازی فضای فاز با قطعات پوانکاره، SFS	93.2 ± 2.04
		۱۷/۱۷	۳۸-۱۳	۳۴	SVM	95.6 ± 1.13

۵- جمع‌بندی

اختلال ADHD در سنین مختلف به طور کلی باعث افزایش حجم بستر نوسان تراژکتوری‌های بازسازی شده از فضای فاز سیگنال EEG و در واقع افزایش پویایی افراد مبتلا شده که نتیجه‌ی آن کاهش پیچیدگی فعالیت‌های مغز است. به عبارت دیگر یافته‌های این تحقیق روی ارزیابی فعالیت‌های الکتریکی مغز کودکان و بزرگسالان سالم و مبتلا به ADHD با استفاده از قطعات‌های پوانکاره‌ی شعاعی با زوایای مختلف در فضای فاز، که یک نمایش از پویایی بیش‌تر کودکان به خصوص کودکان ADHD نسبت به بزرگسالان است، با توجه به پیچیدگی فعالیت مغزی، نشانی از تغییر اندازه‌ی جاذب‌های پیچیده یا احتمالاً افزایش حجم تقاطع هموکلینیکی یا هتروکلینیکی بوده که نتیجه‌ی آن کاهش پیچیدگی فعالیت‌های مغزی کودکان به خصوص کودکان مبتلا به ADHD می‌باشد. با این حال این یافته‌ها در تشخیص‌های ADHD مبتنی بر یک قطعه‌ی EEG که در این تحقیق با استفاده از ماشین بردار پشتیبان توسعه داده شده توسط ویژگی‌های هندسی بستر نوسان فعالیت‌های الکتریکی مغز به دست آمده، گویای این مطلب است که اثرات ADHD روی تمامی قطعات EEG یکسان نبوده و در واقع تغییر جامعه‌ی ورودی مورد استفاده برای آموزش طبقه‌بندی کننده، به شدت روی صحت تشخیص ADHD تاثیر دارد. بنابراین، این تکنیک تشخیص ADHD یعنی مبتنی بر یک قطعه‌ی EEG، در کاربردهای آنلاین بالینی که جمعیت آماری آن هر روز به علت استثنای در فعالیت‌های مغزی بیماران تغییر می‌کند، نیازمند یک تکنیک تشخیص مبتنی بر چندین قطعه‌ی EEG است. بنابراین طراحی روش‌های تشخیصی مبتنی بر چندین قطعه‌ی EEG در شناسایی اختلال ADHD می‌تواند نقطه‌ی شروعی جالب برای کارهای آینده باشد. همچنین از آنجا که احتمال این وجود دارد که ADHD منجر به تغییر اندازه‌ی جاذب‌های پیچیده‌ی مغز یا مدارهای هموکلینیک یا هتروکلینیک ناشی از نقاط ثابت مغز شود، تکنیک قطع پوانکاره‌ی ارائه شده در این تحقیق می‌تواند در مطالعه‌ی تقاطع‌های هموکلینیکی و هتروکلینیکی نقاط ثابت مغز مورد ارزیابی قرار گیرد. از آنجا که نمودار بازگشتی یک قطع پوانکاره بوده که می‌تواند مجموعه‌های ورودی و خروجی (In-sets) و (Out-sets) را در ابعاد بالا ارزیابی نماید، بخشی از مطالعات در حوزه‌ی مدارهای هموکلینیکی و هتروکلینیکی نیز می‌تواند روی نمودار بازگشتی متقابل سیگنال‌های EEG ایجاد شده از کانال‌های مختلف EEG برای کسب اطمینان از یک بررسی کامل‌تر و ارائه‌ی اطلاعات بیش‌تر در مورد اثرات اختلال ADHD

بر فعالیت‌های سیستم عصبی تمرکز کند. همچنین با توجه به این که ADHD منجر به افزایش حجم بستر نوسان و در مقابل کاهش پیچیدگی فعالیت‌های مغزی می‌شود، به نظر می‌رسد که این اختلال منجر به تغییر وابستگی فضایی نمونه‌های فضای حالت نیز می‌شود. بنابراین ارزیابی وابستگی فضایی نمونه‌های فضای فاز می‌تواند نقطه‌ی شروع جالب دیگر برای کارهای آینده باشد.

۶- مراجع

- [1] S. Kaur, S. Singh, P. Arun, D. Kaur, and M. Bajaj, "Phase Space Reconstruction of EEG Signals for Classification of ADHD and Control Adults," *Clinical EEG and Neuroscience*, vol. 51, no. 2, pp. 102-113, 2020.
- [2] H.-N. Yang, Y.-M. Tai, L.-K. Yang, and S. S.-F. Gau, "Prediction of childhood ADHD symptoms to quality of life in young adults: adult ADHD and anxiety/depression as mediators," *Research in developmental disabilities*, vol. 34, no. 10, pp. 3168-3181, 2013.
- [3] C. Sridhar, S. Bhat, U. R. Acharya, H. Adeli, and G. M. Bairy, "Diagnosis of attention deficit hyperactivity disorder using imaging and signal processing techniques," *Computers in biology and medicine*, vol. 88, pp. 93-99, 2017.
- [4] A. Allahverdy, A. K. Moghadam, M. R. Mohammadi, and A. M. Nasrabadi, "Detecting ADHD Children using the Attention Continuity as Nonlinear Feature of EEG," *Frontiers in Biomedical Technologies*, vol. 3, no. 1-2, pp. 28-33, 2016.
- [5] S. S. Beriha, "Computer Aided Diagnosis System To Distinguish Adhd From Similar Behavioral Disorders," *Biomedical & Pharmacology Journal*, vol. 11, no. 2, p. 1135, 2018.
- [6] A. Díaz-Román, R. Mitchell, and S. Cortese, "Sleep in adults with ADHD: systematic review and meta-analysis of subjective and objective studies," *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, vol. 89, pp. 61-71, 2018.
- [7] R. Y. Karimui, S. Azadi, and P. Keshavarzi, "The ADHD effect on the actions obtained from the EEG signals," *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 2, pp. 425-437, 2018.
- [8] F. Ghassemi, M. Hassan_Moradi, M. Tehrani-Doost, and V. Abootalebi, "Using non-linear features of EEG for ADHD/normal participants' classification," *Procedia-Social and Behavioral Sciences*, vol. 32, pp. 148-152, 2012.
- [9] M. R. Mohammadi, A. Khaleghi, A. M. Nasrabadi, S. Rafieivand, M. Begol, and H. Zarafshan, "EEG classification of ADHD and normal children using non-linear features and neural network," *Biomedical Engineering Letters*, vol. 6, no. 2, pp. 66-73, 2016.



- disorder," *Psychiatry and clinical neurosciences*, vol. 61, no. 3, pp. 211-218, 2007.
- [22] Y. Anjana, F. Khaliq, and N. Vaney, "Event-related potentials study in attention deficit hyperactivity disorder," *Functional neurology*, vol. 25, no. 2, p. 87, 2010.
- [23] H. Heinrich, T. Hoegl, G. H. Moll, and O. Kratz, "A bimodal neurophysiological study of motor control in attention-deficit hyperactivity disorder: a step towards core mechanisms?," *Brain*, vol. 137, no. 4, pp. 1156-1166, 2014.
- [24] A. Mueller, G. Candrian, J. D. Kropotov, V. A. Ponomarev, and G.-M. Baschera, "Classification of ADHD patients on the basis of independent ERP components using a machine learning system," in *Nonlinear biomedical physics*, 2010, vol. 4, no. S1, p. S1: Springer.
- [25] R. Y. Karimui, S. Azadi, and P. Keshavarzi, "The ADHD effect on the high-dimensional phase space trajectories of EEG signals," *Chaos, Solitons & Fractals*, vol. 121, pp. 39-49, 2019.
- [26] A. Allahverdy, A. M. Nasrabadi, and M. R. Mohammadi, "Detecting ADHD children using symbolic dynamic of nonlinear features of EEG," in *2011 19th Iranian Conference on Electrical Engineering*, 2011, pp. 1-4: IEEE.
- [27] S. Khoshnoud, M. A. Nazari, and M. Shamsi, "Functional brain dynamic analysis of ADHD and control children using nonlinear dynamical features of EEG signals," *Journal of integrative neuroscience*, vol. 17, no. 1, pp. 17-30, 2018.
- [28] 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, no. 3, pp. 1106-1117, 2015.
- [29] R. Yaghoobi, S. Azadi, and P. Keshavarzi, "Loss Detection of Recurrence Rate in the EEG Signals of Children with ADHD," 2019.
- [30] Z. Esmailpoor, A. M. Nasrabadi, and S. Malayeri, "An auditory brainstem response-based expert system for ADHD diagnosis using recurrence qualification analysis and wavelet support vector machine," in *2015 23rd Iranian Conference on Electrical Engineering*, 2015, pp. 6-10: IEEE.
- [31] J. Sandford and A. Turner, "Integrated visual and auditory continuous performance test manual," Richmond, VA: Braintrain Inc, 2000.
- [32] Strauss, E., Sherman, E. & Spreen, O. A compendium of neuropsychological tests. (New York: Oxford University Press, 2006).
- [33] R. Y. Karimui and S. Azadi, "Cardiac arrhythmia classification using the phase space sorted by Poincare sections," *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, vol. 37, no. 4, pp. 690-700, 2017.
- [34] A. Almasi, M. B. Shamsollahi, and L. Senhadji, "Bayesian denoising framework of phonocardiogram based on a new dynamical model," *Irbm*, vol. 34, no. 3, pp. 214-225, 2013.
- [10] P. Asherson, W. Chen, B. Craddock, and E. Taylor, "Adult attention-deficit hyperactivity disorder: recognition and treatment in general adult psychiatry," *The British Journal of Psychiatry*, vol. 190, no. 1, pp. 4-5, 2007.
- [11] A. Lenartowicz and S. K. Loo, "Use of EEG to diagnose ADHD," *Current psychiatry reports*, vol. 16, no. 11, p. 498, 2014.
- [12] A. Tenev, S. Markovska-Simoska, L. Kocarev, J. Pop-Jordanov, A. Müller, and G. Candrian, "Machine learning approach for classification of ADHD adults," *International Journal of Psychophysiology*, vol. 93, no. 1, pp. 162-166, 2014.
- [13] O. Turel and A. Bechara, "Social networking site use while driving: ADHD and the mediating roles of stress, self-esteem and craving," *Frontiers in psychology*, vol. 7, p. 455, 2016.
- [14] J. C. Bledsoe et al., "Diagnostic classification of ADHD versus control: support vector machine classification using brief neuropsychological assessment," *Journal of attention disorders*, p. 1087054716649666, 2016.
- [15] R. B. Saydam, H. B. AYVAŞIK, and B. Alyanak, "Executive functioning in subtypes of attention deficit hyperactivity disorder," *Nöro Psikiyatri Arşivi*, vol. 52, no. 4, p. 386, 2015.
- [16] J. Lévesque, M. Beauregard, and B. Mensour, "Effect of neurofeedback training on the neural substrates of selective attention in children with attention-deficit/hyperactivity disorder: a functional magnetic resonance imaging study," *Neuroscience letters*, vol. 394, no. 3, pp. 216-221, 2006.
- [17] M. M. Martel and J. T. Nigg, "Child ADHD and personality/temperament traits of reactive and effortful control, resiliency, and emotionality," *Journal of Child Psychology and Psychiatry*, vol. 47, no. 11, pp. 1175-1183, 2006.
- [18] S. Wangler et al., "Neurofeedback in children with ADHD: specific event-related potential findings of a randomized controlled trial," *Clinical Neurophysiology*, vol. 122, no. 5, pp. 942-950, 2011.
- [19] A. Mueller, G. Candrian, V. A. Grane, J. D. Kropotov, V. A. Ponomarev, and G.-M. Baschera, "Discriminating between ADHD adults and controls using independent ERP components and a support vector machine: a validation study," *Nonlinear biomedical physics*, vol. 5, no. 1, p. 5, 2011.
- [20] M.-H. Park, Y. S. Kweon, S. J. Lee, E.-J. Park, C. Lee, and C.-U. Lee, "Differences in performance of ADHD children on a visual and auditory continuous performance test according to IQ," *Psychiatry investigation*, vol. 8, no. 3, p. 227, 2011.
- [21] Y. Y. WU, Y. S. HUANG, Y. Y. CHEN, C. K. CHEN, T. C. CHANG, and C. C. CHAO, "Psychometric study of the test of variables of attention: Preliminary findings on Taiwanese children with attention-deficit/hyperactivity

- [48] M. A. Nazari, F. Wallois, A. Aarabi, and P. Berquin, "Dynamic changes in quantitative electroencephalogram during continuous performance test in children with attention-deficit/hyperactivity disorder," *International journal of psychophysiology*, vol. 81, no. 3, pp. 230-236, 2011.
- [49] L. M. Williams et al., "Using brain-based cognitive measures to support clinical decisions in ADHD," *Pediatric neurology*, vol. 42, no. 2, pp. 118-126, 2010.
- [50] A. Kamida et al., "EEG power spectrum analysis in children with ADHD," *Yonago acta medica*, vol. 59, no. 2, p. 169, 2016.
- [51] S. K. Loo, A. Cho, T. S. Hale, J. McGough, J. McCracken, and S. L. Smalley, "Characterization of the theta to beta ratio in ADHD: identifying potential sources of heterogeneity," *Journal of attention disorders*, vol. 17, no. 5, pp. 384-392, 2013.
- [52] M. D. Liechti et al., "Diagnostic value of resting electroencephalogram in attention-deficit/hyperactivity disorder across the lifespan," *Brain topography*, vol. 26, no. 1, pp. 135-151, 2013.
- [53] H. Helgadóttir et al., "Electroencephalography as a clinical tool for diagnosing and monitoring attention deficit hyperactivity disorder: a cross-sectional study," *BMJ open*, vol. 5, no. 1, 2015.
- [54] G. Ogrim, J. Kropotov, and K. Hestad, "The quantitative EEG theta/beta ratio in attention deficit/hyperactivity disorder and normal controls: sensitivity, specificity, and behavioral correlates," *Psychiatry research*, vol. 198, no. 3, pp. 482-488, 2012.
- [55] C. A. Magee, A. R. Clarke, R. J. Barry, R. McCarthy, and M. Selikowitz, "Examining the diagnostic utility of EEG power measures in children with attention deficit/hyperactivity disorder," *Clinical Neurophysiology*, vol. 116, no. 5, pp. 1033-1040, 2005.
- [56] M. Ahmadlou and H. Adeli, "Wavelet-synchronization methodology: a new approach for EEG-based diagnosis of ADHD," *Clinical EEG and Neuroscience*, vol. 41, no. 1, pp. 1-10, 2010.
- [57] S. M. Snyder, H. Quintana, S. B. Sexson, P. Knott, A. Haque, and D. A. Reynolds, "Blinded, multi-center validation of EEG and rating scales in identifying ADHD within a clinical sample," *Psychiatry research*, vol. 159, no. 3, pp. 346-358, 2008.
- [58] V. J. Monastra, J. F. Lubar, and M. Linden, "The development of a quantitative electroencephalographic scanning process for attention deficit-hyperactivity disorder: Reliability and validity studies," *Neuropsychology*, vol. 15, no. 1, p. 136, 2001.
- [59] Y. K. Boroujeni, A. A. Rastegari, and H. Khodadadi, "Diagnosis of attention deficit hyperactivity disorder using non-linear analysis of the EEG signal," *IET systems biology*, vol. 13, no. 5, pp. 260-266, 2019.
- [35] R. C. Hilborn, *Chaos and nonlinear dynamics: an introduction for scientists and engineers*. Oxford University Press on Demand, 2000.
- [36] A. Bluschke, F. Broschwitz, S. Kohl, V. Roessner, and C. Beste, "The neuronal mechanisms underlying improvement of impulsivity in ADHD by theta/beta neurofeedback," *Scientific reports*, vol. 6, no. 1, pp. 1-9, 2016.
- [37] T. W. Janssen et al., "Learning curves of theta/beta neurofeedback in children with ADHD," *European child & adolescent psychiatry*, vol. 26, no. 5, pp. 573-582, 2017.
- [38] J. Van Doren et al., "Theta/beta neurofeedback in children with ADHD: feasibility of a short-term setting and plasticity effects," *International Journal of Psychophysiology*, vol. 112, pp. 80-88, 2017.
- [39] R. J. Barry, A. R. Clarke, and S. J. Johnstone, "A review of electrophysiology in attention-deficit/hyperactivity disorder: I. Qualitative and quantitative electroencephalography," *Clinical neurophysiology*, vol. 114, no. 2, pp. 171-183, 2003.
- [40] M. M. Lansbergen, M. Arns, M. van Dongen-Boomsma, D. Spronk, and J. K. Buitelaar, "The increase in theta/beta ratio on resting-state EEG in boys with attention-deficit/hyperactivity disorder is mediated by slow alpha peak frequency," *Progress in Neuro-Psychopharmacology and Biological Psychiatry*, vol. 35, no. 1, pp. 47-52, 2011.
- [41] S. K. Loo and S. Makeig, "Clinical utility of EEG in attention-deficit/hyperactivity disorder: a research update," *Neurotherapeutics*, vol. 9, no. 3, pp. 569-587, 2012.
- [42] S. Markovska-Simoska and N. Pop-Jordanova, "Quantitative EEG in children and adults with attention deficit hyperactivity disorder: comparison of absolute and relative power spectra and theta/beta ratio," *Clinical EEG and neuroscience*, vol. 48, no. 1, pp. 20-32, 2017.
- [43] R. Karimu and S. Azadi, "Lossless EEG compression using the DCT and the Huffman coding," 2016.
- [44] A. Fernández et al., "Complexity analysis of spontaneous brain activity in attention-deficit/hyperactivity disorder: diagnostic implications," *Biological psychiatry*, vol. 65, no. 7, pp. 571-577, 2009.
- [45] A. L. Goldberger, C.-K. Peng, and L. A. Lipsitz, "What is physiologic complexity and how does it change with aging and disease?," *Neurobiology of aging*, vol. 23, no. 1, pp. 23-26, 2002.
- [46] L. A. Lipsitz and A. L. Goldberger, "Loss of complexity and aging: potential applications of fractals and chaos theory to senescence," *Jama*, vol. 267, no. 13, pp. 1806-1809, 1992.
- [47] T. Takahashi, "Complexity of spontaneous brain activity in mental disorders," *Progress in Neuro-Psychopharmacology and Biological Psychiatry*, vol. 45, pp. 258-266, 2013.

این اساس مقیاس‌های سنجش این آزمون در دو دسته‌ی کنترل واکنش و توجه گروه‌بندی شده است.

۷-۱- مقیاس‌های کنترل واکنش:

در این دسته، میزان کنترل فرد بر پاسخ‌ها با استفاده از سه مقیاس احتیاط، ثبات و تحمل ارزیابی می‌شود.

۷-۱-۱- احتیاط

مقدار عددی این مقیاس، میزان تنش‌پذیری و خویشتن‌داری در برابر پاسخ (خطاهای کمیسیون) در فرد را نشان داده و به این معنی است که فرد با تامل و تفکر به محرک‌ها پاسخ داده و یا به طور ناگهانی پاسخ می‌دهد. مقیاس احتیاط با استفاده از رابطه‌ی زیر محاسبه شده که در آن CE معادل خطای کمیسیون است.

$$P = 100 \left(1 - \frac{CEs}{75} \right)$$

۷-۱-۲- ثبات

در این مقیاس، میزان تغییرپذیری زمان عکس‌العمل در هنگام انجام تکالیف تکراری سنجیده شده و نشان دهنده‌ی توانایی فرد در حفظ تمرکز است. مقیاس ثبات، بر مبنای چارک اول (Q_{41}) و سوم (Q_{43}) به صورت رابطه‌ی زیر محاسبه شده که در آن RT معادل زمان عکس‌العمل است.

$$C = 100 \left(\frac{RT(Q_{41})}{RT(Q_{43})} \right)$$

۷-۱-۳- تحمل

این مقیاس، توانایی حفظ انرژی توسط فرد از ابتدا تا انتهای آزمون را نشان می‌دهد. مقیاس تحمل به صورت نسبت متوسط زمان عکس‌العمل ۲۰۰ آزمایش اول به ۲۰۰ آزمایش آخر با استفاده از رابطه‌ی زیر محاسبه می‌شود.

$$S = \frac{1}{2} \left(\frac{\sum_{i=1}^{200} RT_i}{\sum_{i=300}^{500} RT_i} \right)$$

۷-۲- مقیاس‌های توجه

در این دسته، میزان توجه فرد در پاسخ به محرک‌ها از طریق سه مقیاس سرعت، تمرکز و گوش به زنگی ارزیابی می‌شود.

۷-۲-۱- گوش به زنگی

این مقیاس، میزان گوش به زنگی فرد در پاسخ دادن به محرک‌های هدف و پاسخ ندادن به محرک‌های غیرهدف را

- [60] B. Abibullaev and J. An, "Decision support algorithm for diagnosis of ADHD using electroencephalograms," *Journal of medical systems*, vol. 36, no. 4, pp. 2675-2688, 2012.
- [61] R. Y. Karimu and S. Azadi, "Diagnosing the ADHD using a mixture of expert fuzzy models," *International Journal of Fuzzy Systems*, vol. 20, no. 4, pp. 1282-1296, 2018.
- [62] I. Buyck and J. R. Wiersema, "Resting electroencephalogram in attention deficit hyperactivity disorder: developmental course and diagnostic value," *Psychiatry research*, vol. 216, no. 3, pp. 391-397, 2014.
- [63] S. Kaur, P. Arun, S. Singh, and D. Kaur, "EEG Based Decision Support System to Diagnose Adults with ADHD," in *2018 IEEE Applied Signal Processing Conference (ASPCON)*, 2018, pp. 87-91: IEEE.
- [64] K. Sadatnezhad, R. Boostani, and A. Ghanizadeh, "Classification of BMD and ADHD patients using their EEG signals," *Expert Systems with Applications*, vol. 38, no. 3, pp. 1956-1963, 2011.
- [65] L. Dubreuil-Vall, G. Ruffini, and J. A. Camprodon, "Deep learning convolutional neural networks discriminate adult ADHD from healthy individuals on the basis of event-related spectral EEG," *Frontiers in neuroscience*, vol. 14, 2020.

۷- پیوست

آزمون شنیداری و بصری یک‌پارچه، یک آزمون عمل‌کردی پیوسته است که دو عامل اصلی کنترل واکنش و توجه را ارزیابی می‌نماید. مدت زمان نسخه‌ی IVA+PLUS این آزمون، ۱۳ دقیقه بوده که با در نظر گرفتن زمان آموزش حدود ۲۰ دقیقه به طول می‌انجامد. از این نسخه که با توجه به راهنمای تشخیصی و آماری اختلالات روانی DSM-IV تدوین شده است معمولاً در تشخیص اختلال ADHD استفاده می‌شود. این آزمون برای کودکان ۶ سال به بالا و بزرگسالان انجام می‌شود. این آزمون شامل ترکیبی از ۵۰۰ محرک دیداری و شنیداری است که فرد با استفاده از یک کلید اختصاصی به آن‌ها پاسخ می‌دهد. محرک‌های بصری هدف و غیرهدف به ترتیب به صورت دو عدد ۱ و ۲ قرمز یا سبز نمایش داده شده در داخل یک مستطیل خاکستری است که روی صفحه‌ی نمایش سیاه ظاهر می‌شود. محرک‌های شنیداری هدف و غیرهدف این آزمون شامل دو صدای یک و دو است که از بلندگو پخش می‌شود. به عبارت دیگر این آزمون شامل ۵ مجموعه‌ی ۱۰۰ تحریک است که در هر مجموعه ۵۰ تحریک شنیداری و ۵۰ تحریک بصری وجود دارد. این آزمون با ترکیبی از دو محرک صوتی و بصری کارایی بینایی، شنوایی و حرکتی مغز را ارزیابی و تحلیل می‌کند. بر



۷-۲-۳- سرعت

این مقیاس، میزان سرعت پردازش مغزی فرد را نشان داده و تمایل فرد برای اتلاف وقت و یا ابتلا به کندی روانی-حرکتی وی را بروز می‌دهد. مقیاس سرعت با توجه به متوسط زمان عکس‌العمل پاسخ‌های درست به صورت رابطه‌ی زیر اندازه‌گیری می‌شود.

$$Sp = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N RT_i \quad N: \text{The number of correct responses}$$

نشان می‌دهد. مقیاس گوش به زنگی شامل خطاهای از قلم افتادگی بوده و به صورت رابطه‌ی زیر اندازه‌گیری شده که در آن OE معادل خطای از قلم افتادگی است.

$$V = 100 \left(1 - \frac{OEs}{45} \right)$$

۷-۲-۲- تمرکز

این مقیاس، میزان توجه فرد در پاسخ دادن به موقع به محرک‌های هدف را اندازه‌گیری می‌کند. مقیاس تمرکز بر اساس تغییر واریانس سرعت عکس‌العمل در پاسخ‌های صحیح به صورت رابطه‌ی زیر محاسبه می‌شود.

$$s = \sum_{i=1}^N RT_i \quad N: \text{The number of correct responses}$$

$$F = 100 \left(1 - \sum_{i=1}^N \frac{(RT_i - s)^2}{s} \right)$$