

Diagnosis of Attention Deficit Hyperactivity Disorder using Detrended Fluctuation Analysis of EOG Signal

Sho'ouri, Nasrin *

Assistant Professor, Biomedical Engineering Group, Faculty of Technology and Engineering, Islamic Azad University, Central Tehran Branch, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2020.124843.1591

Received: 17 April 2020

Revised: 16 May 2020

Accepted: 19 May 2020

KEYWORDS

EOG
ADHD
DFA
Scaling Exponent
Growing Neural Gas

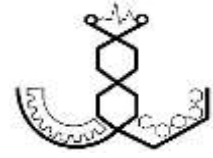
ABSTRACT

Previous research has shown that eye movements in people with Attention Deficit Hyperactivity Disorder (ADHD) and healthy people were different, and it is possible that there is a difference between the two groups' EOG signals. Therefore, in the present study, the recorded EOG signals of 30 children with ADHD and 30 healthy children were examined during performing an attentional related task. For this purpose, the scaling exponents of the two groups' EOG signals were calculated and the differences between the two groups were examined using statistical tests. The EOG signals were then classified using a Growing Neural Gas network. The results show that the scaling exponents of the EOG signals in children with ADHD were significantly higher than that of healthy children ($p < 0.001$). This result shows that the decay slope of power spectrum in ADHD children is more as compared to healthy children. In addition, the EOG signals were classified into two groups with a detection accuracy of $72.22 \pm 2.8\%$. The results of this study could be used to design a course of treatment with EOG biofeedback to treat or reduce the symptoms of people with ADHD.

*Corresponding Author

Address	Biomedical Engineering Group, Faculty of Technology and Engineering, Islamic Azad University, Central Tehran Branch, Tehran, Iran		
Postal Code	1469669191	Tel	+98-21-44600070
E-Mail	nas.shourie@iauctb.ac.ir	Fax	+98-21-44600070





تشخیص اختلال نقص توجه-بیش‌فعالی با استفاده از تحلیل نوسان روندزدایی شده‌ی سیگنال EOG

شعوری، نسرين*

استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی فنی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تهران مرکزی، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2020.124843.1591

پذیرش: ۳۰ اردیبهشت ۱۳۹۹

بازنگری: ۲۷ اردیبهشت ۱۳۹۹

ثبت در سامانه: ۲۹ فروردین ۱۳۹۹

چکیده

واژه‌های کلیدی

نتایج حاصل از تحقیقات قبلی نشان می‌دهد که حرکات چشم افراد مبتلا به اختلال نقص توجه-بیش‌فعالی (ADHD) و افراد سالم با هم متفاوت است. در نتیجه این امکان وجود دارد که بین سیگنال‌های الکترواکولوگرام (EOG) دو گروه نیز تفاوت وجود داشته باشد. از این‌رو در تحقیق حاضر، سیگنال‌های EOG ثبت شده از ۳۰ کودک مبتلا به ADHD و ۳۰ کودک سالم در هنگام انجام یک فعالیت مرتبط با توجه، مورد بررسی قرار گرفته است. بدین منظور، نمای مقیاس‌بندی سیگنال‌های EOG دو گروه محاسبه شده، تفاوت دو گروه با استفاده از آزمون‌های آماری بررسی شده و سپس سیگنال‌های EOG دو گروه با استفاده از شبکه‌ی Growing Neural Gas طبقه‌بندی شده است. نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که نمای مقیاس‌بندی سیگنال‌های EOG کودکان مبتلا به ADHD در مقایسه با کودکان سالم به صورت معنی‌داری بیش‌تر است ($p < 0.001$). این نتیجه نشان می‌دهد که طیف توان سیگنال‌های EOG کودکان مبتلا به ADHD در مقایسه با کودکان سالم، با شیب بیش‌تری کاهش پیدا می‌کند. علاوه بر این، سیگنال‌های EOG دو گروه با صحت تشخیص $0.72/0.22 \pm 0.08$ از هم تفکیک شده است. نتایج به دست آمده در این تحقیق می‌تواند در طراحی یک دوره‌ی درمانی با بیوفیدبک EOG جهت درمان و یا کاهش علائم افراد مبتلا به ADHD مورد استفاده قرار گیرد.

الکترواکولوگرام

نقص توجه-بیش‌فعالی

DFA

نمای مقیاس‌بندی

Growing Neural Gas

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی فنی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تهران مرکزی، تهران، ایران

تلفن +۹۸-۲۱-۴۴۶۰۰۰۷۰

دورنگار

۱۴۶۹۶۶۹۱۹۱

+۹۸-۲۱-۴۴۶۰۰۰۷۰

nas.shourie@iauctb.ac.ir

کد پستی

پست الکترونیک



۱- مقدمه

اختلال کم‌توجهی-بیش‌فعالی^۱ (ADHD) یکی از شایع‌ترین اختلالات ذهنی-رفتاری در سنین کودکی و بلوغ است که می‌تواند باعث کم‌توجهی، بیش‌فعالی و بروز رفتارهای تکانشی شود [۱]. مغز افراد مبتلا به این اختلال اغلب در قسمت‌هایی که مسئول تمرکز، توجه و تنظیم فعالیت‌های مغزی است، دچار صدمات جزئی بوده که موجب عدم توانایی آن‌ها در تنظیم رفتار خود می‌شود [۲]. این اختلال می‌تواند به بروز رفتارهای ضداجتماعی، کاهش اعتماد به نفس، مشکلات تحصیلی و عاطفی و اختلالات یادگیری منجر شده و خطر گرایش به مواد مخدر و تصادف با وسایل نقلیه‌ی موتوری و ... را در بزرگ‌سالی افزایش دهد [۳-۸]. از این رو تشخیص به موقع، توان‌بخشی و درمان افراد مبتلا به این اختلال از اهمیت زیادی برخوردار بوده و توجه محققان زیادی را به خود جلب کرده است [۵].

به طور معمول جهت تشخیص اختلال ADHD از نسخه‌های مختلف ملاک‌های اختلال نقص توجه-بیش‌فعالی منتشر شده در راهنمای تشخیصی و آماری اختلالات روانی توسط انجمن روان‌پزشکی آمریکا استفاده می‌شود [۹]. با این حال صحت تشخیص این اختلال به وسیله‌ی این ملاک‌ها به شدت به صحت پاسخ‌های پدر و مادر و یا مربی کودک بستگی دارد [۱۰]. از این رو برخی از محققان برای تشخیص این اختلال از روش‌های مستقل از میزان درک اطرافیان کودک از سوالات روان‌شناسی و صداقت آن‌ها استفاده کرده‌اند.

لوار سیگنال‌های مغزی افراد سالم و افراد مبتلا به ADHD را مورد مطالعه قرار داده و مشاهده کرده است که بین فعالیت باند فرکانسی تتا و بتای افراد مبتلا به ADHD و افراد سالم تفاوت قابل توجهی وجود دارد [۱۱]. این نتیجه محققان زیادی را به سمت تشخیص ADHD با استفاده از پردازش سیگنال‌های EEG هدایت کرده است. در این راستا در مطالعات انجام شده انواع ویژگی‌ها مانند توان باندهای فرکانسی مختلف، نمای لیاپانوف، آنتروپی، بعد همبستگی، ضرایب مدل AR و ... از سیگنال‌های EEG افراد مبتلا به ADHD و افراد سالم استخراج شده و نشان داده شده است که دو گروه با استفاده از ترکیب‌های مختلفی از این ویژگی‌ها به خوبی تفکیک‌پذیر می‌باشند [۱۰، ۱۲-۱۴]. برای مثال در مقاله‌ی محمدی و هم‌کارانش سه ویژگی بعد فراکتال، آنتروپی ویولت و نمای لیاپانوف از سیگنال‌های EEG کودکان مبتلا به ADHD و کودکان سالم

استخراج شده و با استفاده از یک شبکه‌ی عصبی MLP، تفکیک دو گروه با صحت تشخیص ۹۳/۶۵٪ انجام شده است [۱۰]. در مقاله‌ی ایبولائف و هم‌کارانش توان باندهای فرکانسی مختلف (تتا، آلفا، بتا و گاما) سیگنال‌های EEG دو گروه از افراد سالم و افراد مبتلا به ADHD استخراج شده و پس از کاهش ویژگی، تفکیک دو گروه با استفاده از GSVM با صحت تشخیص ۹۷٪ انجام شده است [۱۲]. در تحقیق قاسمی و هم‌کارانش با استفاده از ویژگی‌هایی مانند بعد همبستگی، نمای لیاپانوف و آنتروپی ویولت، سیگنال‌های مغزی افراد سالم و افراد مبتلا به ADHD استخراج شده و دو گروه با استفاده از طبقه‌بند KNN با صحت تشخیص ۹۶٪ طبقه‌بندی شده است [۱۳]. در مقاله‌ی مارکانو و هم‌کارانش نیز با استفاده از ضرایب مدل AR و یک مدل پس‌زمینه‌ی جهانی^۲، تفکیک دو گروه سالم و مبتلا به ADHD با صحت تشخیص ۹۲٪ صورت گرفته است [۱۴].

از سوی دیگر نشان داده شده است که حرکات چشم تحت تاثیر میزان توجه قرار گرفته و در نتیجه می‌تواند در تشخیص اختلالات مرتبط با توجه مورد استفاده قرار گیرد [۱۵-۱۸]. از این رو تا کنون مطالعات مختلفی در زمینه‌ی بررسی حرکات چشم افراد مبتلا به ADHD و مقایسه‌ی آن با حرکات چشم افراد سالم صورت گرفته است [۱۵، ۱۷-۲۵].

برای بررسی حرکات چشم عمدتاً از سیستم ردیابی چشم^۳ و یا از پردازش سیگنال EOG استفاده می‌شود. مطالعات انجام شده با استفاده از سیستم ردیابی چشم نشان داده است که افراد مبتلا به ADHD در مقایسه با افراد سالم توانایی کم‌تری در سرکوب حرکات سریع^۴ و ناخواسته‌ی چشم از خود نشان داده و هماهنگی دوچشمی ضعیف‌تری دارند [۲۱، ۲۲]. در افراد سالم حرکات سریع چشم قبل از شروع یک تحریک قابل پیش‌بینی، مهار شده اما این مهار در افراد مبتلا به ADHD مشاهده نشده است [۲۵]. میانگین سرعت حرکات سریع چشم در افراد مبتلا به ADHD در هنگام انجام یک فعالیت شناختی مرتبط با توجه، به خصوص نزدیک شروع تحریک، به صورت قابل توجهی بیش‌تر از افراد سالم است [۱۵]. هم‌چنین ارتباط معنی‌داری بین حرکات مرتبط با توجه دو چشم در جهت‌های متضاد^۵ و میزان توجه دیداری-فضایی فرد وجود دارد [۱۶]. از این رو تفاوت معنی‌داری بین حرکات مرتبط با توجه دو چشم در جهت‌های متضاد دو گروه مشاهده شده است [۱۹]. علاوه بر این، الگوی جست‌وجوی بصری افراد مبتلا به ADHD و افراد

^۳ Saccade^۵ Attention-Related Eye Vergence^۱ Attention Deficit Hyperactivity Disorder^۲ Universal Background Model^۳ Eye Tracking

سیگنال باید از روش‌های تجزیه و تحلیل غیرخطی استفاده شود. برای مثال، از روش تحلیل نوسانات روندزادایی شده^۲ (DFA) می‌توان برای جست‌وجوی همبستگی‌های طولانی مدت در یک سیگنال حیاتی استفاده کرد. از این روش تا کنون در بررسی سیگنال‌های حیاتی مانند EEG، ECG و EMG استفاده شده است [۳۰، ۳۱]. در زمینه‌ی تحلیل سیگنال EEG، از روش DFA در بررسی موارد مختلفی مانند تعیین عمق بی‌هوشی، صرع، سکته‌ی مغزی، اثر یادگیری یک مهارت و ... به صورت موفقیت‌آمیزی استفاده شده [۲۹، ۳۲-۳۶] اما تا کنون از این روش در تحلیل EOG استفاده نشده است.

از سوی دیگر برای درمان اختلال ADHD به طور معمول از روش‌هایی مانند درمان با دارو، درمان‌های شناختی-رفتاری، واقعیت مجازی و نوروفیدبک استفاده می‌شود [۵، ۶]. در صورت یافتن ویژگی‌های مناسب متمایز کننده‌ی سیگنال‌های EOG افراد مبتلا به ADHD و افراد سالم، ممکن است بتوان از بیوفیدبک سیگنال EOG در کنار نوروفیدبک و یا به تنهایی برای درمان یا کاهش علائم افراد مبتلا به ADHD استفاده کرد. در این راستا، در تحقیق حاضر از روش DFA در تحلیل سیگنال‌های EOG دو گروه کودکان مبتلا به ADHD و کودکان سالم استفاده شده است. در ادامه‌ی این مقاله، روش پیشنهادی و نتایج به دست آمده بیان شده و نتایج مورد بحث و بررسی قرار گرفته است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- پایگاه داده

۲-۱-۱- مشخصات سوژه‌های مورد مطالعه

در این تحقیق از پایگاه داده‌ی مربوط به تحقیق محمدی و هم‌کارانش شامل سیگنال‌های EEG و EOG ۳۰ کودک مبتلا به اختلال ADHD (۲۲ پسر و ۸ دختر در بازه‌ی سنی ۹/۶۲±۱/۷۵ سال) و ۳۰ کودک سالم (۲۵ پسر و ۵ دختر در بازه‌ی سنی ۹/۸۵±۱/۷۷ سال) استفاده شده است. در گروه کودکان مبتلا به ADHD، ۲۵ کودک به ADHD-C (بیش‌فعال)، دارای نقص توجه)، ۲ کودک به ADHD-HI (بیش‌فعال) و ۳ کودک به ADHD-I (دارای نقص توجه) مبتلا می‌باشند. کودکان مبتلا به ADHD توسط متخصص روان‌پزشک و با توجه به معیارهای DSM-IV تشخیص داده شده‌اند. کودکان دو گروه دارای هیچ‌گونه سابقه‌ای از نظر ابتلا به سایر اختلالات روانی و صدمات مغزی (مانند صرع و ...)، ناتوانی یادگیری و مصرف داروهایی مانند بنزودیازپین و باربیتورات نمی‌باشند. برای

سالم متفاوت بوده و افراد مبتلا به ADHD عمل‌کرد مرتبط با آشکارسازی تغییر ضعیف‌تری دارند [۲۳]. هم‌چنین در هنگام انجام آزمون استروپ، بین زمان کلی سپری شده روی محرک‌های هدف و مزاحم^۱ و تعداد تثبیت‌ها روی این محرک‌ها در دو گروه، تفاوت معنی‌داری وجود دارد. در این آزمون، افراد مبتلا به ADHD در مقایسه با افراد سالم برای تعداد دفعات بیش‌تری بین دو محرک گذر کرده و عمل‌کرد ضعیف‌تری در نادیده گرفتن محرک مزاحم دارند [۲۴].

استفاده از سیستم ردیابی چشم در بررسی حرکات چشم نسبت به استفاده از سیگنال EOG رایج‌تر است. با این حال در برخی تحقیقات نیز از سیگنال EOG برای بررسی تفاوت حرکات چشم افراد مبتلا به ADHD و افراد سالم استفاده شده است [۲۰]. برای مثال، توانایی ضعیف افراد مبتلا به ADHD در سرکوب حرکات سریع و ناخواسته‌ی چشم با بررسی سیگنال EOG نیز مشاهده شده است [۲۰]. علاوه بر این، نشان داده شده که فعالیت باند فرکانس پایین سیگنال EOG افراد مبتلا به ADHD نسبت به افراد سالم به طور معنی‌داری بیش‌تر بوده و فعالیت باند فرکانس بالای سیگنال EOG در افراد مبتلا به ADHD در مقایسه با افراد سالم به طور معنی‌داری کم‌تر است.

در تحقیق حاضر روی یافتن روشی جهت تشخیص اختلال ADHD تمرکز شده تا امکان تشخیص این اختلال را با یک فرایند ثبت و پردازش ساده‌تر و ارزان‌تر فراهم سازد. از میان روش‌های بیان شده، روش ثبت EOG ساده‌تر و ارزان‌تر است زیرا ثبت سیگنال EOG تنها با یک کانال نیز امکان‌پذیر بوده و در مقایسه با ثبت EEG چندکاناله و استفاده از سیستم ردیابی چشم ساده‌تر و مقرون به صرفه‌تر می‌باشد. تا کنون در بیش‌تر تحقیقات انجام شده روی پردازش EOG، از این سیگنال در سیستم BCI استفاده شده [۲۶-۲۸] اما تحقیقات کافی در زمینه‌ی تشخیص ADHD به وسیله‌ی سیگنال EOG صورت نگرفته است. وجود تفاوت معنی‌دار بین فعالیت باندهای فرکانسی مختلف سیگنال EOG افراد مبتلا به ADHD و افراد سالم، این امید را ایجاد می‌کند که شاید بتوان با بررسی ویژگی‌های متنوع‌تر، ویژگی‌های موثر در تشخیص دو گروه را مشخص کرده و راه را برای طراحی یک سیستم تشخیصی مناسب با استفاده از سیگنال EOG هموار نمود.

سیگنال‌های حیاتی ماهیت آشوب‌گونه داشته و با استفاده از روش‌های خطی مانند تبدیل فوریه و محاسبه‌ی توان نمی‌توان وجود همبستگی‌های طولانی مدت را در یک سیگنال حیاتی مشخص کرد [۲۹]. برای مشاهده‌ی رفتارهای غیرخطی یک

^۲ Detrended Fluctuation Analysis

^۱ Distracter

۲-۲- پیش پردازش داده‌ها

سیگنال‌های EOG موجود به صورت چشمی بررسی شده و قطعات حاوی آرتیفکت‌های بزرگ (مانند آرتیفکت ناشی از پلک زدن) حذف شده است. این سیگنال EOG خام نامیده شده و برای پردازش به قطعاتی به طول ۲۰ ثانیه تقسیم شده است. از آن‌جا که در سیگنال EOG اثر فعالیت مغزی و سیگنال EEG وجود دارد، برای ثبت اثر خالص سیگنال EOG در تفکیک دو گروه، اثر EEG از EOG حذف شده است. بدین منظور با روش تجزیه به مولفه‌های مستقل (ICA)، ماتریس حاوی EEG ۲۳ کاناله‌ی هر سوژه (۲۰ کانال EEG، کانال‌های A1، A2 و EOG) به مولفه‌های مستقل تجزیه شده، تمام مولفه‌های حاوی آرتیفکت حرکت چشم و یا آرتیفکت ناشی از سیگنال EMG حذف شده و سیگنال‌ها مجدداً بازسازی شده است. پس از حذف مولفه‌های حاوی نویز و آرتیفکت، موارد باقی‌مانده از هر کانال بیان‌گر اثر فعالیت مغزی در آن ناحیه است. در نتیجه آن‌چه در کانال EOG بازسازی شده وجود دارد سیگنال EEG ثبت شده از طریق کانال EOG است. این مولفه‌ی مغزی از سیگنال EOG خام تفریق شده تا EOG خالص‌تری حاصل شود که سیگنال EOG تمیز شده^۱ نام دارد. این سیگنال نیز به قطعاتی به طول ۲۰ ثانیه تقسیم شده و از آن برای محاسبه‌ی ویژگی‌ها استفاده شده است. یک نمونه از سیگنال EOG خام، مولفه‌ی مغزی ثبت شده در محل کانال EOG و EOG تمیز شده برای یک فرد سالم در شکل (۲) نشان داده شده است.

۲-۳- تحلیل نوسان روندزدایی شده

پایه‌سازی DFA شامل چهار مرحله است. در مرحله‌ی اول، از روی سری زمانی موجود یک سری جدید ساخته می‌شود.

$$y(t) = \sum_{k=1}^t [x(k) - \langle x \rangle], \quad t = 1, 2, \dots, N \quad (1)$$

در این رابطه، $\langle x \rangle$ میانگین و N تعداد نقاط سری زمانی است. در مرحله‌ی دوم، سری حاصل به $N_n = \text{int}(N/n)$ پنجره با طول n و بدون هم‌پوشانی تقسیم می‌شود. در مرحله‌ی سوم، در هر پنجره‌ی زمانی یک خط یا منحنی $(y_n(t))$ با استفاده از روش کم‌ترین میانگین مربعات خطا به داده‌های موجود برازش شده و سپس ریشه‌ی میانگین مربعات نوسانات سری زمانی در یک پنجره‌ی خاص به صورت زیر به دست می‌آید.

$$F_n = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{t=1}^N [y(t) - y_n(t)]^2} \quad (2)$$

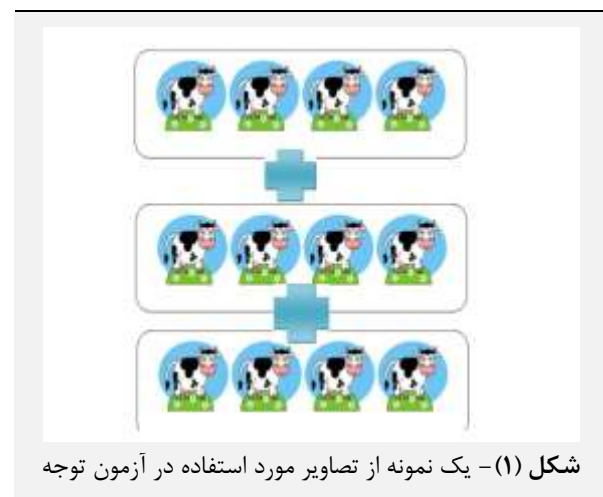
انتخاب سوژه‌ها از تست ماتریس پیش‌رفته‌ی ریون استفاده شده و کودکان بالاتر از سطح متوسط وارد مطالعه شده‌اند [۱۰].

۲-۱-۲- نحوه‌ی ثبت سیگنال‌های مغزی

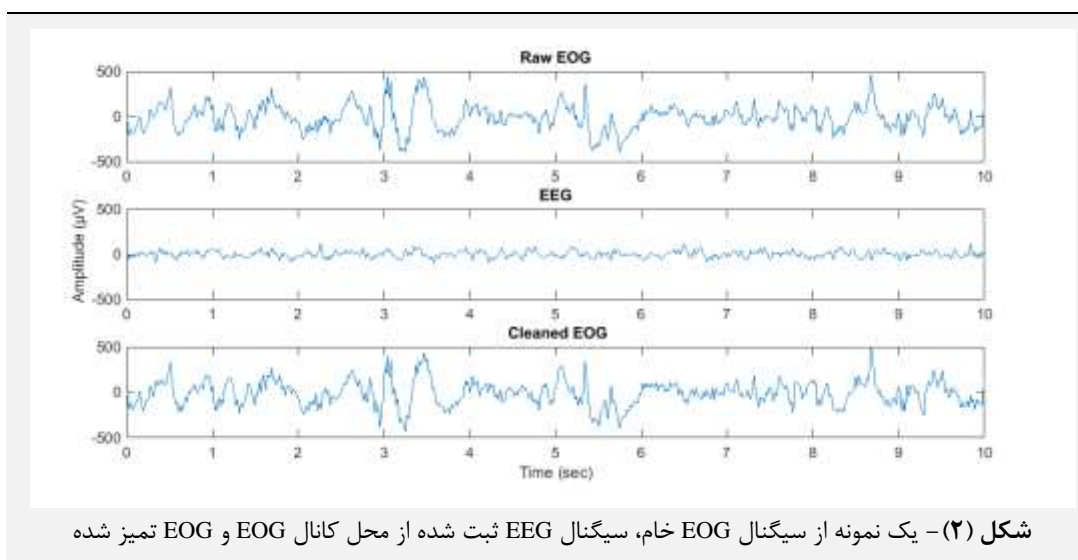
پایگاه داده‌ی مورد نظر با استفاده از دستگاه SD-C24 در مرکز تحقیقات روان‌شناسی و روان‌پزشکی روزبه ثبت شده است. محل قرارگیری الکترودها طبق استاندارد بین‌المللی ۱۰-۲۰ تعیین شده و از الکترودهای A1 و A2 واقع در نرمة‌ی گوش به عنوان مرجع استفاده شده است. حرکات چشم با دو الکتروود در بالا و پایین چشم راست ثبت شده و سیگنال‌های مورد نظر با فرکانس ۱۲۸ هرتز نمونه‌برداری شده است. به منظور کاهش نویز و آرتیفکت این آزمایش در یک اتاق حفاظت شده صورت گرفته و از سوژه‌ها خواسته شده است تا از حرکت‌های اضافی به ویژه در قسمت سر اجتناب کنند [۱۰].

۲-۱-۳- نحوه‌ی انجام آزمایش

در هنگام انجام آزمایش ۱۷ تصویر شامل تعدادی شکل از حیوانات و یا شخصیت‌های کارتون به هر سوژه نشان داده شده است. تعداد اشکال در هر تصویر بین ۵ تا ۱۶ عدد بوده و سایز آن‌ها به اندازه‌ای بزرگ بوده که سوژه بتواند به راحتی آن‌ها را مشاهده کرده و بشمارد. تعدادی از این اشکال در بالای تصویر و تعدادی دیگر در پایین تصویر قرار داده شده است. از سوژه خواسته شده تا ابتدا تعداد اشکال بالای تصویر و سپس تعداد اشکال پایین تصویر را شمرده، این دو مقدار را با هم جمع کرده و تعداد کل اشکال را اعلام نماید و بلافاصله پس از پاسخ، تصویر بعدی نمایش داده شده است. در هنگام انجام این وظیفه، سیگنال‌های EEG و EOG سوژه ثبت شده که یک نمونه از این تصاویر در شکل (۱) نشان داده شده است [۱۰].



^۱ Cleaned EOG



شکل (۲) - یک نمونه از سیگنال EOG خام، سیگنال EEG ثبت شده از محل کانال EOG و EOG تمیز شده

۲-۵- طبقه‌بندی سیگنال‌های EOG دو گروه

برای طبقه‌بندی سیگنال‌های EOG دو گروه از الگوریتم خوشه‌بندی Growing Neural Gas استفاده شده است. شبکه‌ی GNG شکل مشخصی نداشته و تعداد نورون‌های آن در طول آموزش تغییر می‌کند. پس از نشان دادن هر الگوی ورودی به شبکه، نورون برنده‌ی اول و دوم تعیین شده و بین آن‌ها اتصال برقرار می‌شود. پس از گذر تعداد مشخصی اپک، نورون q با بیش‌ترین خطا مشخص شده و یک نورون جدید بین این نورون و همسایه‌ای که از نظر خطا در درجه‌ی دوم قرار دارد ایجاد می‌شود. روش آموزش این شبکه به صورت زیر است.

۱- در ابتدا دو نورون با وزن تصادفی در نظر گرفته شده و یک ماتریس اتصال 2×2 تعریف شده که هر سطر و ستون آن به یک نورون تعلق دارد. در این ماتریس عدد ۱ بیان‌گر اتصال مستقیم

دو نورون و عدد صفر بیان‌گر متصل نبودن دو نورون است

۲- یک بردار ورودی به شبکه نشان داده شده و فاصله‌ی آن تا تک تک نورون‌ها سنجیده می‌شود

۳- نورون برنده‌ی اول (S_1) و دوم (S_2) که کم‌ترین فاصله‌ی اقلیدسی را با بردار ورودی مورد نظر دارند با روابط زیر تعیین می‌شوند که در آن‌ها c اندیس نورون، A مجموعه‌ی نورون‌ها،

w_c بردار وزن نورون c-ام و ξ بردار ورودی است

$$s_1 = \arg \min_{c \in A} \|\xi - w_c\| \quad (3)$$

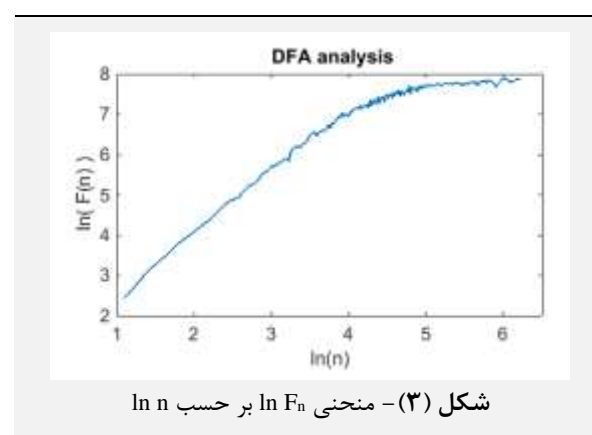
$$s_2 = \arg \min_{c \in A/S_1} \|\xi - w_c\| \quad (4)$$

۴- بین نورون برنده‌ی اول و دوم اتصال برقرار می‌شود

۵- مربع فاصله‌ی بردار ورودی از نورون برنده به پارامتر خطای نورون برنده اضافه می‌شود

$$\Delta E_S = \|\xi - w_S\| \quad (5)$$

این سه مرحله برای تمام پنجره‌های زمانی به طول n (مقیاس‌های مختلف) تکرار شده تا رابطه‌ی بین F_n و n به صورت $F_n \sim n^\alpha$ به دست آید. پارامتر α نمای مقیاس‌بندی یا نمای خودهمبستگی نام دارد. در مرحله‌ی چهارم، منحنی $\ln F_n$ بر حسب $\ln n$ رسم می‌شود. مطابق شکل (۳) این منحنی دارای سه ناحیه است. ناحیه‌ی اول در محدوده‌ی $n=3$ تا $n=11$ بوده و شیب تندی دارد. ناحیه‌ی دوم در محدوده‌ی $n=12$ تا $n=120$ بوده و شیب متوسطی دارد. ناحیه‌ی سوم که از $n=121$ شروع می‌شود نیز تقریباً هموار است. در تحقیق حاضر برای محاسبه‌ی نمای مقیاس‌بندی، شیب نمودار $\ln F_n$ بر حسب $\ln n$ در ناحیه‌ی دوم محاسبه شده است.



شکل (۳) - منحنی $\ln F_n$ بر حسب $\ln n$

۲-۴- آنالیز آماری ویژگی‌های استخراج شده

برای تشخیص نرمال بودن توزیع ویژگی‌های استخراج شده از آزمون کولموگراف-اسمیرنوف استفاده شده که طبق آن توزیع تمام ویژگی‌ها غیرنرمال است. در نتیجه از آزمون من-ویتنی^۱ برای تمایز سیگنال‌های EOG دو گروه استفاده شده است.

^۱ Mann-Whitney

برای سایر بردارهای آموزشی نیز تکرار شده و در نهایت اعضای تمام خوشه‌ها مشخص می‌شود. برای تعیین برچسب هر خوشه، در بین اعضای خوشه تعداد اعضای هر گروه شمرده شده و برچسب خوشه با توجه به بیشترین برچسب موجود در بین اعضای خوشه تعیین می‌شود. پس از برچسب‌گذاری نوروها، از آن‌ها در فاز تست شبکه استفاده می‌شود. به این صورت که یک بردار ویژگی مربوط به داده‌های تست انتخاب شده و فاصله‌ی آن با تک تک نوروها سنجیده می‌شود. سپس نورو برنده با کمترین فاصله انتخاب شده و برچسب بردار ویژگی تست با توجه به برچسب نورو برنده تعیین می‌شود [۳۸، ۳۹].

۳- یافته‌ها و بحث

۳-۱- نتایج حاصل از تحلیل آماری

نمای مقیاس‌بندی سیگنال‌های EOG خام و تمیز شده‌ی دو گروه با استفاده از روش DFA محاسبه شده است. میانگین نمای مقیاس‌بندی برای هر دو دسته از سیگنال‌های EOG خام و تمیز شده‌ی دو گروه در شکل (۴) نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل (۴) مشاهده می‌شود، میانگین نمای مقیاس‌بندی سیگنال‌های EOG کودکان مبتلا به ADHD (خام: 1.13 ± 0.13 ، تمیز شده: 1.13 ± 0.13) در مقایسه با کودکان سالم (خام: 1.06 ± 0.10 ، تمیز شده: 1.07 ± 0.10) به صورت معنی‌داری بیش‌تر است ($p < 0.01$). این تفاوت در هر دو دسته از سیگنال‌های EOG خام ($z = -3.46$, $p = 3.51e-05$) و تمیز شده ($z = -4.13$, $p = 5.34e-04$) مشاهده می‌شود.

۶- وزن نورو برنده و همسایه‌های مستقیم آن (N_{S_1}) با دو ضریب مختلف تنظیم می‌شود

$$\begin{aligned} \Delta w_{S_1} &= \varepsilon_b (\xi - w_{S_1}) \\ \Delta w_i &= \varepsilon_n (\xi - w_i), \quad \forall i \in N_{S_1} \end{aligned} \quad (6)$$

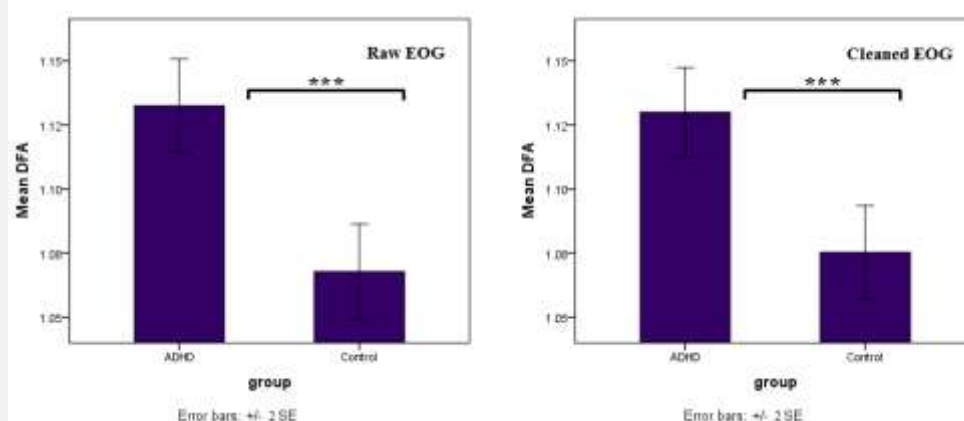
۷- پس از نشان دادن تعداد مشخصی (به صورت دل‌خواه) از الگوهای ورودی به شبکه، یک نورو جدید به صورت زیر به آن اضافه می‌شود

- نورو q با بیشترین مقدار خطا مشخص می‌شود
 - در همسایگی نورو q ، نورو f دارای بیشترین خطا مشخص شده، اتصال بین این دو نورو قطع شده، سپس نورو جدید r بین آن‌ها قرار داده شده و به دو نورو قبلی وصل می‌شود
 - بردار وزن نورو r برابر با میانگین بردار وزن دو نورو q و f در نظر گرفته می‌شود

- خطای تمام نوروها کاهش می‌یابد
 - مقدار خطای نورو جدید r برابر با میانگین خطای دو نورو قبلی در نظر گرفته می‌شود

۸- اگر تعداد اپک‌های آموزشی و یا سایز شبکه به مقدار تعیین شده رسیده باشد، روند آموزش متوقف شده و در غیر این صورت مجدداً مراحل ۲ تا ۷ تکرار می‌شود [۳۷].

برای طبقه‌بندی با استفاده از شبکه‌ی GNG، ابتدا مختصات نوروها تعیین شده، سپس یک بردار ورودی انتخاب شده و فاصله‌ی آن با تک تک نوروها سنجیده می‌شود. سپس نزدیک‌ترین نورو به بردار ورودی مورد نظر تعیین شده و این بردار در خوشه‌ی مربوط به نورو برنده قرار می‌گیرد. این روند



شکل (۴) - میانگین نمای مقیاس‌بندی سیگنال‌های EOG خام و تمیز شده‌ی دو گروه (***) ($p < 0.01$)

آموزش شبکه، از ۹۰٪ ویژگی‌ها برای آموزش و از ۱۰٪ آن‌ها برای ارزیابی شبکه استفاده شده است. در نهایت طبقه‌بندی دو گروه با صحت تشخیص کل $72/22 \pm 2/8$ ٪، حساسیت $71/73 \pm 2/8$ ٪ و اختصاصیت $72/45 \pm 10/57$ ٪ انجام شده است.

۳-۲- نتایج طبقه‌بندی سیگنال‌های EOG دو گروه

نمای مقیاس‌بندی سیگنال‌های EOG خام دو گروه با استفاده از الگوریتم GNG طبقه‌بندی شده است. برای ارزیابی شبکه از یک ساختار ۱۰-لایه استفاده شده به طوری که در هر بار



۴- نتیجه‌گیری

در این تحقیق تفاوت سیگنال‌های EOG کودکان مبتلا به ADHD و کودکان سالم مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج به دست آمده، نشان می‌دهد که در هنگام انجام یک وظیفه‌ی مرتبط با توجه، نمای مقیاس‌بندی سیگنال‌های EOG در گروه ADHD به صورت معنی‌داری بیش‌تر از گروه کنترل است ($p < 0.001$). در یک تحقیق پیشین نشان داده شده است که طیف توان یک سیگنال با فرکانس به صورت $p(f) \sim f^{-\beta}$ رابطه داشته و روند کاهش آن به نمای β بستگی دارد. از سوی دیگر نمای β با نمای مقیاس‌بندی حاصل از روش DFA به صورت $\beta = 2\alpha - 1$ رابطه دارد [۴۰]. بنابراین هر چه مقدار α بزرگ‌تر باشد، مقدار β نیز بزرگ‌تر بوده و شیب کاهش طیف توان بر حسب فرکانس، بیش‌تر است. در نتیجه، بیش‌تر بودن مقدار نمای مقیاس‌بندی در سیگنال‌های EOG افراد مبتلا به ADHD نشان دهنده‌ی افت شدیدتر طیف فرکانسی سیگنال‌های EOG آن‌ها در مقایسه با افراد سالم است. بنابراین اکثر مولفه‌های فرکانسی سیگنال‌های EOG افراد مبتلا به ADHD در محدوده‌ی فرکانس‌های پایین است در حالی که سیگنال‌های EOG افراد سالم در فرکانس‌های بالاتر نیز مولفه دارند. این نتیجه با نتیجه‌ی یک تحقیق پیشین که در آن نشان داده شده که فعالیت باند فرکانس پایین سیگنال EOG در افراد مبتلا به ADHD نسبت به افراد سالم به صورت معنی‌داری بیش‌تر بوده و فعالیت باند فرکانس بالای سیگنال EOG در افراد مبتلا به ADHD به صورت معنی‌داری کم‌تر است، هم‌خوانی دارد. در تحقیق مونوز و هم‌کارانش برای بررسی تفاوت سیگنال‌های EOG افراد مبتلا به ADHD و افراد سالم از ویژگی‌هایی مانند دامنه، سرعت قله و مدت زمان حرکات سریع عمودی چشم استفاده شده است. در مورد طراحی سیستم‌های BCI با استفاده از سیگنال‌های EOG نیز ویژگی‌های متنوعی مانند میانه، انحراف معیار، kurtosis، ویژگی‌های حاصل از تبدیل ویولت و ... مورد استفاده قرار گرفته [۲۶-۲۸] اما در تحقیقات اندکی از نمای مقیاس‌بندی برای پردازش EOG استفاده شده است. در تحقیق حاضر، پردازش سیگنال‌های EOG تنها با محاسبه‌ی نمای مقیاس‌بندی صورت گرفته و بین دو گروه تفاوت معنی‌داری مشاهده شده است. در نتیجه با محاسبه‌ی یک ویژگی ساده می‌توان تفاوت سیگنال‌های EOG دو گروه را مشاهده کرد. نتایج تحقیق حاضر ممکن است سایر محققان را به سمت استفاده از نمای مقیاس‌بندی در زمینه‌ی تحلیل سیگنال‌های EOG مرتبط با افراد مبتلا به ADHD و سالم سوق دهد. علاوه بر این، ویژگی مورد استفاده در این تحقیق ممکن

است در زمینه‌ی طراحی سیستم‌های BCI با استفاده از سیگنال EOG نیز مفید واقع شود.

در اکثر تحقیقات انجام شده در زمینه‌ی بررسی حرکات چشم افراد مبتلا به ADHD و افراد سالم از سیستم‌های ردیابی چشم استفاده شده است [۱۵، ۱۹، ۲۱-۲۵]. اگر بتوان با پردازش سیگنال‌های EOG نتایجی مشابه با سیستم‌های ردیابی چشم به دست آورد، امکان تشخیص دو گروه با یک سیستم ساده‌تر و ارزان‌تر فراهم می‌شود. تحقیق حاضر به عنوان یک قدم اولیه در زمینه‌ی پردازش ساده‌ی EOG بدون نیاز به استخراج قله‌های سیگنال، محاسبه‌ی درجه‌ی انحراف و ... صورت گرفته است و این امید وجود دارد که با استخراج ویژگی‌های متنوع از این سیگنال، یک سیستم ارزان، ساده و قابل اعتماد جهت تشخیص افراد مبتلا به ADHD و افراد سالم به دست آید.

در تحقیق حاضر سیگنال EOG خام و سیگنال EOG پس از حذف مولفه‌ی مربوط به سیگنال EEG به صورت جداگانه مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان می‌دهد که در زمینه‌ی تفکیک دو گروه تفاوت قابل توجهی بین دو سیگنال EOG خام و EOG تمیز شده وجود ندارد. در واقع مولفه‌ی مربوط به سیگنال EEG ثبت شده از محل کانال EOG در مقایسه با سیگنال EOG بسیار ناچیز است. در نتیجه نیازی به حذف مولفه‌ی EEG از EOG نبوده و با استخراج ویژگی از سیگنال EOG خام می‌توان تفاوت دو گروه را مشخص کرد.

گروه ADHD و گروه کنترل با استفاده از نمای مقیاس‌بندی سیگنال EOG با صحت تشخیص $72/22 \pm 2/8$ طبقه‌بندی شده است. با توجه به عدم وجود تحقیقات کافی در زمینه‌ی طبقه‌بندی افراد مبتلا به ADHD و افراد سالم با استفاده از آنالیز حرکات چشم (با هر دو روش پردازش EOG و سیستم‌های ردیابی چشم)، امکان مقایسه و ارزیابی نتایج این مقاله با نتایج دیگر وجود ندارد. اما در تحقیقات زیادی سیگنال‌های EEG دو گروه با استفاده از ویژگی‌های متنوع در کانال‌های مختلف طبقه‌بندی شده و صحت تشخیص بالاتری نسبت به نتایج تحقیق حاضر به دست آمده است. در این تحقیقات اغلب با استفاده از الگوریتم‌های انتخاب ویژگی و کانال، ویژگی‌های موثرتر در طبقه‌بندی انتخاب شده و صحت تشخیص بالاتری به دست آمده است. در نتیجه پیشنهاد می‌شود که در تحقیقات آینده ویژگی‌های متنوع‌تری از سیگنال‌های EOG دو گروه استخراج شده و موثرترین ویژگی‌ها تعیین شود تا به این ترتیب طبقه‌بندی با صحت تشخیص بالاتری صورت گیرد. علاوه بر این، ممکن است که استفاده از سیگنال EOG افقی در کنار EOG عمودی باعث افزایش صحت تشخیص دو

- [7] M. C. Reinhardt and C. A. Reinhardt, "Attention deficit-hyperactivity disorder, comorbidities, and risk situations," *Jornal de Pediatria (Versão em Português)*, vol. 89, pp. 124-130, 2013.
- [8] M. Schmitz, et al., "Neuropsychological performance in DSM-IV ADHD subtypes: An exploratory study with untreated adolescents," *The Canadian Journal of Psychiatry*, vol. 47, pp. 863-869, 2002.
- [9] A. P. Association, *Diagnostic and statistical manual of mental disorders (DSM-5®)*: American Psychiatric Pub, 2013.
- [10] M. R. Mohammadi, et al., "EEG classification of ADHD and normal children using non-linear features and neural network," *Biomedical Engineering Letters*, vol. 6, pp. 66-73, 2016.
- [11] J. F. Lubar, "Discourse on the development of EEG diagnostics and biofeedback for attention-deficit/hyperactivity disorders," *Biofeedback and Self-regulation*, vol. 16, pp. 201-225, 1991.
- [12] B. Abibullaev and J. An, "Decision support algorithm for diagnosis of ADHD using electroencephalograms," *Journal of medical systems*, vol. 36, pp. 2675-2688, 2012.
- [13] F. Ghassemi, et al., "Using non-linear features of EEG for ADHD/normal participants' classification," *Procedia-Social and Behavioral Sciences*, vol. 32, pp. 148-152, 2012.
- [14] J. L. Marcano, et al., "Classification of ADHD and non-ADHD subjects using a universal background model," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 39, pp. 204-212, 2018.
- [15] M. Fried, et al., "ADHD subjects fail to suppress eye blinks and microsaccades while anticipating visual stimuli but recover with medication," *Vision research*, vol. 101, pp. 62-72, 2014.
- [16] M. S. Puig, et al., "A role of eye vergence in covert attention," *PLoS ONE*, vol. 8, pp. e52955, 2013.
- [17] E. M. Mahone, et al., "Oculomotor anomalies in attention-deficit/hyperactivity disorder: evidence for deficits in response preparation and inhibition," *Journal of the American Academy of Child & Adolescent Psychiatry*, vol. 48, pp. 749-756, 2009.
- [18] A. Gargouri-Berrechid, et al., "Étude des mouvements oculaires dans les troubles hyperactifs avec déficit de l'attention chez l'enfant," *Journal Français d'Ophtalmologie*, vol. 35, pp. 503-507, 2012.
- [19] M. S. Puig, et al., "Attention-related eye vergence hyperactivity disorder," *PLoS ONE*, vol. 10, pp. e0145281, 2015.
- [20] D. P. Munoz, et al., "Altered control of visual fixation and saccadic eye movements in attention-deficit hyperactivity disorder," *Journal of neurophysiology*, vol. 90, pp. 503-514, 2003.

گروه شود. از این رو در تحقیقات آینده می‌توان سیگنال EOG افقی دو گروه را نیز مورد بررسی قرار داد.

یکی از روش‌های درمان غیردارویی اختلال ADHD، روش نوروفیدبک است. در این روش سیگنال‌های EEG افراد، ثبت شده و ویژگی‌های مناسب از آن استخراج می‌شود. سپس وضعیت ویژگی‌های سیگنال مغزی فرد در قالب یک فیدبک صوتی یا تصویری به وی منعکس شده تا بتواند در جهت اصلاح و تغییر فعالیت مغزی خود تلاش کند. با توجه به تفاوت‌های مشاهده شده بین نمای مقیاس‌بندی سیگنال‌های EOG دو گروه، این احتمال وجود دارد که بیوفیدبک EOG بتواند به تنهایی و یا در کنار نوروفیدبک در درمان و یا کاهش علائم افراد مبتلا به ADHD موثر باشد. بنابراین نتایج تحقیق حاضر می‌تواند در طراحی پروتکل درمانی بیوفیدبک EOG جهت درمان اختلال ADHD مورد استفاده قرار گیرد.

۵- سپاس‌گزاری

در پایان از پروفسور علی مطیع نصرآبادی به دلیل در اختیار گذاشتن پایگاه داده، تشکر و قدردانی می‌شود.

۶- مراجع

- [1] A. Meysamie, et al., "Prevalence of attention-deficit/hyperactivity disorder symptoms in preschool-aged Iranian children," *Iranian journal of pediatrics*, vol. 21, pp. 467, 2011.
- [۲] ا. شیرازی and ج. علاقبندراد، "درمان اختلال بیش فعالی کم توجهی ADHD با رویکرد شناختی رفتاری،" تازه‌های علوم شناختی، دوره ۲، صفحه ۲۹-۳۴، ۲۰۰۰.
- [3] T. Küpper, et al., "The negative impact of attention-deficit/hyperactivity disorder on occupational health in adults and adolescents," *International archives of occupational and environmental health*, vol. 85, pp. 837-847, 2012.
- [4] D. Tajik-Parvinchi, et al., "Cognitive rehabilitation for attention deficit/hyperactivity disorder (ADHD): promises and problems," *Journal of the Canadian Academy of Child and Adolescent Psychiatry*, vol. 23, pp. 207, 2014.
- [5] T. Strahler Rivero, et al., "ADHD rehabilitation through video gaming: a systematic review using PRISMA guidelines of the current findings and the associated risk of bias," *Frontiers in psychiatry*, vol. 6, pp. 151, 2015.
- [6] R. Gholami, et al., "Relationship between IVA Measures and QEEG Pattern in Children with Attention-Deficit/Hyperactivity Disorder," 2017.

- [32] N. Shourie, et al., "Investigation and Classification of EEG Signals Related to Artists and Nonartists During Visual Perception, Mental Imagery and Rest Using Scaling exponent," *Iranian Journal of Biomedical Engineering*, vol. 7, 2014.
- [33] N. Shourie, et al., "Information evaluation and classification of scaling exponents of EEG signals corresponding to visual perception, mental imagery & mental rest for artists and non-artists," in *Biomedical Engineering (ICBME), 2011 18th Iranian Conference of*, 2011, pp. 156-160.
- [34] T. M. Martinecz and K. J. Schulten, "A neural gas network learns topologies," *Artificial Neural Networks*, pp. 397-402, 1991.
- [35] N. Shourie, et al. "A comparative investigation of wavelet families for analysis of EEG signals related to artists and non-artists during visual perception, mental imagery and rest," *Journal of Neurotherapy: Investigations in Neuromodulation, Neurofeedback and Applied Neuroscience*, vol. 17, pp. 248-257, 2013.
- [36] N. Shourie, "Cepstral Analysis of EEG During Visual Perception and Mental Imagery Reveals the Influence of Artistic Expertise," *Journal of medical signals and sensors*, vol. 6, pp. 203-17, 2016.
- [37] Buldyrev, S., et al., "Long-range correlation properties of coding and noncoding DNA sequences: GenBank analysis," *Physical review e*, vol. 51, pp. 5084, 1995.
- [38] R. Z. Marandi and H. Sabzpoushan, "Improving reading activity recognition in daily life situations using DWT-based string matching algorithms in EOG signal processing," *Iranian journal of Biomedical Engineering*, pp. 279-285, 2013.
- [39] A. López, et al., "Development of a computer writing system based on EOG," *Sensors*, vol. 17, pp. 1505, 2017.
- [40] S. Mala and K. Latha, "Feature selection in categorizing activities by eye movements using electrooculograph signals," in *2014 International conference on science engineering and management research (ICSEMR)*, 2014, pp. 1-6.
- [21] C. Hanisch, et al., "Oculomotor inhibition in children with and without attention-deficit hyperactivity disorder (ADHD)," *Journal of neural transmission*, vol. 113, pp. 671-684, 2006.
- [22] D. B. Granet, et al., "The relationship between convergence insufficiency and ADHD," *Strabismus*, vol. 13, pp. 163-168, 2005.
- [23] B. N. Türkan, et al., "Comparison of change detection performance and visual search patterns among children with/without ADHD: evidence from eye movements," *Research in developmental disabilities*, vol. 49, pp. 205-215, 2016.
- [24] E. Vakil, et al., "Eye Movement Performance on the Stroop Test in Adults With ADHD," *Journal of attention disorders*, pp.108705471.
- [25] Y. Dankner, et al., "Prestimulus inhibition of saccades in adults with and without attention-deficit/hyperactivity disorder as an index of temporal expectations," *Psychological Science*, vol. 28, pp. 835-850, 2017.
- [۲۶] س. برجسته و همکاران، "ارزیابی حساسیت و ویژگی نمای مقیاس بندی نوار مغزی در تشخیص سکنه مغزی،" پژوهش در پزشکی، دوره ۳۶، شماره ۸۸، صفحه ۸۲-۸۸، ۱۳۹۱.
- [27] A. K. Golinska, "Detrended fluctuation analysis (DFA) in biomedical signal processing: selected examples," *Stud. Logic Grammar Rhetoric*, vol. 29, pp. 107-115, 2012.
- [۲۸] ث. روانشادی و م. جاهد، "عنوان: تحلیل سیگنال ضربان قلب فرد سالم و مریض با استفاده از روش‌های فراکتال،" یازدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی، ایران، ۱۳۸۲.
- [29] E. E. Rodríguez, et al., "Multichannel detrended fluctuation analysis reveals synchronized patterns of spontaneous spinal activity in anesthetized cats," *PLoS ONE*, vol. 6, 2011.
- [30] H. Yan, et al., "Detrended fluctuation analysis of epileptic rat EEG," *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi*, vol. 25, pp. 255-258, 2008.
- [31] N. Sho'ouri, et al., "Neurofeedback training protocols based on selecting distinctive features and identifying appropriate channels to enhance performance in novice visual artists " *Biomedical Signal Processing and Control* vol. 49, pp. 308-321 2019.