اندازه­گیری هم­آوایی فاز در شبکه­های مغزی کودکان دارای اختلال نقص­توجه- بیش­فعالی حین مشاهده­ی هیجانات چهره

\*شیدا انصاری نسب1، فاطمه پرستش2 ، فهیمه نظری مهر3، فرناز قاسمی4 و سجاد جعفری5

1 دانشکده­ی مهندسی پزشکی ، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

2 دانشکده­ی مهندسی پزشکی ، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

3 دانشکده­ی مهندسی پزشکی ، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

4 دانشکده­ی مهندسی پزشکی ، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

5 دانشکده­ی مهندسی پزشکی ، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

\*sh.ansarinasab@aut.ac.ir

**چکیده:** اختلال نقص­توجه- بیش­فعالی (ADHD) یکی از اختلال­های روانشناسی شایع در میان کودکان است که علاوه بر عدم توجه بیش ازحد، بیش­فعالی و حرکات تکانشی این کودکان را با مشکلات عمده­ای در پردازش درست هیجانات چهره­ی دیگران و در نتیجه برقراری روابط اجتماعی مناسب با آن­ها­ مواجه کرده­است. در این پژوهش برای اولین بار با استفاده از روش غیرخطی همبستگی بین بردارهای احتمال برگشت­های سیگنال­ها در فضای فاز به اندازه­گیری هم­آوایی فاز شبکه­های مغزی 22 کودک ADHD و 22 کودک سالم حین مشاهده­ی چهار نوع تحریک­ هیجانی- بینایی پرداخته شده­است. پس از تشکیل شبکه­های مغزی افراد و استخراج ویژگی­های توپولوژیکی گراف همچون ضریب خوشه­بندی و کوتاه­ترین طول مسیر، آزمون­های آماری مناسب برای بررسی تفاوت­های معنی­دار (سطح معنی­داری 05/0) بین گروه­های مختلف اعمال شده­است. نتایج این پژوهش حاکی از میانگین بیشتر هم­آوایی فاز و ضریب خوشه­بندی و میانگین کمتر کوتاه­ترین طول مسیر ( 05/0> مقدار P) در زیرشبکه­های متشکل از ارتباطات مغزی قدامی- قدامی، پس­سری- قدامی و پس­سری- پس­سری گروه ADHD نسبت به گروه سالم است. لوب قدامی و پس­سری مغز به­ترتیب مرکز پردازش هیجانات و بینایی انسان هستند. یافته­های این پژوهش می‌تواند بیان­گر نقص در کارکرد این لوب­ها در پردازش محرک­های هیجانی- بینایی در شبکه­های مغزی گروه ADHD باشد.

**کلید واژه‌ها:** اختلال نقص­توجه- بیش­فعالی، هم­آوایی فاز، هیجانات چهره، روش غیرخطی، ویژگی­های توپولوژیکی گراف.

1- مقدمه

امروزه استفاده از سیگنال­های الکتروانسفالوگرام[[1]](#footnote-1) (EEG) افراد به­منظور تشخیص اختلال­های مغزی به­علت مزایایی همچون تفکیک زمانی بالا، هزینه­ی ثبت پایین و غیرتهاجمی بودن بیش از پیش مورد توجه محققان قرار گرفته­است [1, 2]. اختلال نقص­توجه- بیش­فعالی[[2]](#footnote-2) (ADHD) یکی از شایع­ترین اختلال­های روانشناسی در میان کودکان به­خصوص جنس مذکر است. کودکان دارای این اختلال علاوه­بر مشخصه­هایی همچون بی­توجهی بیش از حد، بیش­فعالی و حرکات تکانشی، در بازشناسی درست هیجانات چهره و در نتیجه برقراری روابط اجتماعی سالم با دیگران با مشکلات زیادی مواجه هستند [3]. تعداد زیادی از پژوهش­ها نقص در کارکرد شبکه­های مغزی افراد دارای اختلال ADHD را مرتبط با نقص در ارتباطات کارکردی نواحی مختلف مغز گزارش داده­اند. یکی از روش­های مورد استفاده در بررسی ارتباطات کارکردی شبکه­های مغزی افراد دارای اختلال ADHD اندازه­گیری میزان هم­آوایی فاز بین سیگنال­های EEG ثبت شده از این افراد است. برخی از پژوهش­ها وجود الگوهای هم­آوایی فاز متفاوت در شبکه­های مغزی دو گروه ADHD و سالم را گزارش داده­اند [4, 5]. این محققان اغلب از روش­هایی همچون مقدار قفل­شدگی فاز[[3]](#footnote-3) (PLV) و شاخص تاخیر فاز[[4]](#footnote-4) (PLI) که برمبنای تبدیل­های خطی همچون تبدیل هیلبرت[[5]](#footnote-5) یا ویولت[[6]](#footnote-6) عمل می­کنند برای اندازه­گیری میزان هم­آوایی فاز بین سیگنال­های عصبی استفاده کرده­اند. نتایج حاصل از بررسی­های انجام گرفته بر روی ویژگی­های سیگنال­های EEG بیان­گر رفتار غیرخطی و آشوب­گونه­ی این سیگنال­ها است [6, 7]. Xingyuan و همکاران با استخراج ویژگی­هایی همچون بعد همبستگی و نماهای لیاپانوف سیگنال­های EEG وجود رفتار آشوبی را در این سیگنال­ها نشان دادند [7]. بنابراین به­نظر می­رسد روش­هایی که براساس الگوریتم­های غیرخطی میزان هم­آوایی فاز بین سیگنال­های EEG را بررسی می­کنند بهتر از روش­های خطی قادر به آشکارسازی ارتباطات غیرخطی بین نواحی مختلف شبکه­های مغزی باشند. یکی از روش­های غیرخطی و غیرپارامتری اندازه­گیری میزان هم­آوایی فاز بین سیگنال­های EEG روش همبستگی بین بردارهای احتمال برگشت مسیر متغیرهای حالت سیگنال­ها[[7]](#footnote-7) (CPR) در فضای فاز است. بسیاری از مطالعات توانایی بالای این روش غیرخطی را که براساس بازسازی مسیر متغیرهای حالت سیگنال در فضای فاز است در تشخیص بیماری صرع نشان داده­اند [8, 9]. در پژوهشی Rangaprakash و همکاران روش CPR را برای ارزیابی صرع عمومی و محلی به کار بردند. تحلیل­های انجام شده بر روی صرع محلی بیان­گر توانایی بالای این روش در تشخیص محل صرع متمرکز بود. همچنین نتایج حاصل از بررسی صرع عمومی نشان داد که این روش می­تواند به خوبی رفتار شبکه­های مغزی را قبل و در طول صرع متمایز کند [8]. در پژوهشی دیگر Wang و همکاران با مقایسه­ی روش CPR با دیگر روش­های هم­آوایی فاز شامل PLV و PLI نشان دادند که این روش قابلیت بیشتری را در تشخیص صرع­های جزیی نسبت به دیگر روش­ها نشان می­دهد [9]. با وجود کاربرد بسیار روش CPR در تشخیص صرع، این روش تاکنون برای بررسی شبکه­های مغزی افراد دارای اختلال ADHD حین مشاهده­ی هیجانات چهره به­کار نرفته­است. درحالی­که ممکن است این روش به­خوبی بتواند ارتباطات غیرخطی بین سیگنال­های غیرایستای EEG را به­خصوص حین پردازش هیجانات چهره آشکار کند. بدین منظور در این پژوهش برای اولین بار به اندازه­گیری میزان هم­آوایی فاز در شبکه­های مغزی کودکان دارای اختلال ADHD و سالم براساس روش CPR حین مشاهده­ی چهار نوع هیجان چهره­ی خشم، شادی، غم و خنثی پرداخته شده­است. پس از پیش­پردازش سیگنال­های EEG به­منظور دست­یابی به سیگنال­های تمیز، میزان هم­آوایی فاز بین تمامی جفت الکترودهای ثبت سیگنال محاسبه می­شود. در ادامه براساس تئوری گراف شبکه­های مغزی همه­ی افراد در دو گروه ADHD و سالم تحت هر چهار نوع هیجان چهره­ی خشم، شادی، خنثی و غم تشکیل داده می­شود. سپس ویژگی­هایی همچون ضریب خوشه­بندی و کوتاه­ترین طول مسیر از این شبکه­های مغزی استخراج شده و با استفاده از آزمون­های آماری مناسب بین دو گروه ADHD و سالم در همه­ی گروه­های هیجانی مقایسه می­شود.

**2- روش تحقیق**

**2-1- فرآیند ثبت و پیش­پردازش داده­ها**

در این پژوهش از سیگنال­های EEG 62 کاناله­ی 22 کودک دارای اختلال ADHD و 22 کودک سالم حین مشاهده­ی چهار نوع هیجان چهره­ی خشم، شادی، غم و خنثی با فرکانس نمونه­برداری 512 هرتز[[8]](#footnote-8) استفاده شده­است [3]. محرک­های هیجانی به­طور تصادفی در هر چهار نوع هیجان چهره به افراد ارایه شده و در هر تحریک سیگنال به مدت یک ثانیه قبل از تحریک و دو ثانیه بعد از آن ثبت شده­است. بعد از ثبت و جمع­آوری سیگنال­های EEG، به­منظور حذف نویز و آرتیفکت­های فرکانس بالا و همچنین نویز برق شهر به­ترتیب از یک فیلتر باترورث مرتبه­ی 3 با فرکانس­های قطع 1 و 80 هرتز و یک فیلتر ناچ با فرکانس قطع 50 هرتز استفاده شده­است. آرتیفکت­های چشمی نیز با اعمال روش آنالیز مولفه­های مستقل از سیگنال­های EEG حذف شده­اند. در ادامه برای جلوگیری از ایجاد هم­آوایی کاذب بین سیگنال­ها روش چگالی منبع جریان [10] با استفاده از جعبه ابزار CSD نرم افزار متلب نسخه­ی 2020 اعمال شده­است. در نهایت کل باند فرکانسی سیگنال به پنج زیرباند دلتا، تتا، آلفا، بتا و گاما تقسیم شده­است. تمامی تحلیل­های بعدی این پژوهش بر روی باند فرکانسی گاما انجام شده­است که مطابق پژوهش­های پیشین بیشترین فعالیت را در مقابل محرک­های هیجانی نشان می­دهد [3, 11].

**2-2- تشکیل شبکه­های مغزی و استخراج زیرشبکه­های معنی­دار براساس روش CPR**

در این بخش از پژوهش هدف تشکیل شبکه­های مغزی افراد براساس روش CPR است. بدین منظور میزان هم­آوایی فاز بین همه­ی جفت الکترودهای ثبت سیگنال با استفاده از روش CPR محاسبه شده­است. در این روش ابتدا مسیرهای متغیرهای حالت سیگنال­ها در فضای فاز پس از تخمین بعد و تاخیر مناسب بازسازی می­شوند و سپس میزان همبستگی بین بردارهای احتمال برگشت­های دو سیگنال به­ازای مقادیر مختلف تاخیر به­عنوان معیاری از هم­آوایی فاز بین آن­ها در نظر گرفته می­شود [9]. پس از اعمال روش CPR، برای هر فرد در دو گروه ADHD و سالم در هر چهار نوع هیجان چهره ماتریس­هایی با ابعاد N × N (62N=) به­دست می­آید که هر کدام از درایه­های آن­ها بیان­گر میزان هم­آوایی فاز بین جفت الکترودهای نظیر است. با در نظر گرفتن الکترودهای ثبت سیگنال به­عنوان گره­های شبکه و میزان هم­آوایی فاز بین آن­ها به­عنوان وزن یال­های متصل­کننده­ی این گره­ها شبکه­های مغزی همه­ی افراد در تمامی گروه­های هیجانی تشکیل داده می­شود. سپس زیرشبکه­های مغزی معنی­دار با انتخاب جفت الکترودهایی که از نظر اختلاف میزان CPR بین دو گروه ADHD و سالم تفاوت معنی­داری ( 05/0> مقدار P) را نشان می­دهند در همه­ی گروه­های هیجانی استخراج شده­ و برای تحلیل­های بعدی پژوهش مورد استفاده قرار گرفته­اند.

**2-3- استخراج ویژگی­های توپولوژیکی از زیرشبکه­های مغزی**

در این پژوهش دو ویژگی کوتاه­ترین طول مسیر و ضریب خوشه­بندی به­ترتیب به­عنوان معیارهایی از جمع­پذیری و جداسازی کارکردی شبکه از زیرشبکه­های مغزی همه­ی افراد دو گروه ADHD و سالم در هر چهار نوع هیجان چهره استخراج شده­است. کوتاه­ترین طول مسیر هر شبکه با میانگین­گیری از کوتاه­ترین طول مسیرهای بین هر دو گره­ی شبکه محاسبه می­شود. این معیار به فهم میزان جمع­پذیری و انتشار اطلاعات شبکه در مقیاس عمومی کمک می­کند [4]. ضریب خوشه­بندی هر شبکه نیز با میانگین­گیری از وزن یال­های متصل به هر گره­ی شبکه که با هر دو گره­ی دیگر شبکه یک مثلث را تشکیل می­دهند به­دست می­آید. با استفاده از این معیار می­توان فهمید که میزان جداسازی اطلاعات شبکه در میان زیر واحدهای تشکیل­دهنده­ی آن در مقیاس محلی چگونه است [4].

**2-4- تحلیل­های آماری**

داده­های این پژوهش در دو گروه ADHD و سالم و در چهار نوع هیجان چهره­ی خشم، شادی، خنثی و غم طبقه­بندی می­شوند. با توجه به توزیع نرمال داده­ها در گروه­های مختلف، برابری واریانس­ها و وابستگی آن­ها در گروه­های هیجانی به­منظور بررسی تفاوت­های معنی­دار (سطح معنی­داری 05/0) در این گروه­ها از آزمون آماری تحلیل واریانس با اندازه­گیری­های مکرر[[9]](#footnote-9) و آزمون تعقیبی دان-سیداک استفاده شده­است. تمامی تحلیل­های این پژوهش در نرم افزار متلب نسخه­ی 2020 انجام شده­است.

**3- یافته­ها**

در این بخش به بیان مهم­ترین یافته­های این پژوهش پرداخته شده­ا­ست. شکل (1) میانگین ماتریس­های CPR دو گروه ADHD و سالم را در هیجان خشم باند گاما نشان می­دهد. با توجه به این ماتریس­ها در برخی از جفت الکترودها مقدار CPR و در نتیجه هم­آوایی فاز گروه ADHD بیشتر از گروه سالم است. شکل (2) بیان­گر نمودار کانتور میانگین ماتریس­های CPR زیرشبکه­های مغزی استخراج شده در دو گروه ADHD و سالم در هیجان خشم باند گاما است. با توجه به این شکل، میزان CPR و در نتیجه هم­آوایی فاز برخی از جفت الکترودهای نظیر در گروه ADHD بیشتر از گروه سالم است. در شکل (3) محل و نام همه­ی الکترودهای ثبت سیگنال و همچنین جفت الکترودهای تشکیل­دهنده­ی زیرشبکه­ی استخراج شده­ی معنی­دار از نظر اختلاف CPR بین دو گروه ADHD و سالم آمده­است. با توجه به این شکل جفت الکترودهای مربوط به ارتباطات قدامی- قدامی (AF7-F2، AF3-AF4)، قدامی- پس­سری (PO7-AF3) و پس­سری- پس­سری مغز (PO7-PO8) بیشترین اختلاف معنی­دار ( 05/0> مقدار P) را از نظر میزان هم­آوایی فاز بین دو گروه ADHD و سالم نشان داده­اند. جدول (1) آماره­های محاسبه شده و نتایج آزمون­های آماری مربوط به میانگین CPR، کوتاه­ترین طول مسیر و ضریب خوشه­بندی استخراج شده از زیرشبکه­های مغزی دو گروه ADHD و سالم تحت چهار نوع هیجان چهره را نشان می­دهد. شکل­های (4) و (5) نیز بیان­کننده­ی نمودارهای میله­ای مربوط به جدول (1) هستند. با توجه به جدول (1) و شکل­های (4) و (5) میانگین CPR (هم­آوایی فاز) و ضریب خوشه­بندی زیرشبکه­های گروه ADHD در هر چهار نوع هیجان چهره به­طور معنی­داری ( 05/0> مقدار P) بیشتر از گروه سالم است. میانگین کوتاه­ترین طول مسیر در زیرشبکه­های گروه ADHD به­طور معنی­داری ( 05/0> مقدار P) کمتر از گروه سالم است.



**شکل 1-** میانگین ماتریس CPR در هیجان خشم گروه الف) سالم و ب) ADHD در باند گاما. ابعاد این ماتریس­ها N×N است که62=N تعداد کل الکترودهای ثبت سیگنال را نشان می­دهد. هر درایه­ی این ماتریس با توجه به رنگ اختصاص داده شده به آن بیان­گر میزان هم­آوایی فاز بین جفت الکترودهای نظیر است.



**شکل 2-** میانگین ماتریس CPR زیرشبکه­های مغزی استخراج شده در هیجان خشم گروه الف) سالم و ب) ADHD در باند گاما. ابعاد این ماتریس­ها n×n است که28=n تعداد کل الکترودهای تشکیل­دهنده­ی زیرشبکه­های مغزی را نشان می­دهد. هر درایه­ی این ماتریس با توجه به رنگ اختصاص داده شده به آن بیان­گر میزان هم­آوایی فاز بین جفت الکترودهای نظیر است.



**شکل 3-** الف) محل و نام همه­ی جفت الکترودهای ثبت سیگنال و ب) یال­ها و گره­های تشکیل دهنده­ی زیرشبکه­ی مغزی معنی­دار از نظر میزان اختلاف CPR بین دو گروه ADHD و سالم. در این شکل تنها جفت الکترودهایی نشان داده شده­است که تفاوت معنی­داری را از نظر میانگین CPR بین دو گروه نشان داده­اند. وزن یال­های متصل­کننده­ی این جفت الکترودها متناسب با رنگ اختصاص داده شده به آن­ها و برابر با میزان اختلاف هم­آوایی فاز بین دو گروه می­باشد.

**جدول 1-** آماره­های محاسبه شده و همچنین مقادیر Pحاصل از اجرای آزمون­های آماری بر روی مقادیر CPR و ویژگی­های گراف استخراج شده از زیرشبکه­های مغزی

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| **انحراف استاندارد ± میانگین** | | | | | **مقدار CPR** |
| ***غم*** | ***خنثی*** | ***شادی*** | ***خشم*** |  |
| 0245/0 ± 1103/0 | 0248/0 ± 1119/0 | 0248/0 ± 1120/0 | 0246/0 ± 1109/0 | **ADHD** |
| 0226/0 ± 1018/0 | 0227/0 ± 1025/0 | 0226/0 ± 1018/0 | 0225/0 ± 1011/0 | **سالم** |
| \*\*0081/0 | \*\*0044/0 | \*\*0036/0 | \*\*0030/0 | **مقادیر P** |
| 1620/0 ± 9042/3 | 1600/0 ± 8455/3 | 1594/0 ± 8387/3 | 1619/0 ± 8891/3 | **ADHD** | **کوتاه­ترین طول مسیر** |
| 1739/0 ± 2132/4 | 1731/0 ± 1848/4 | 1732/0 ± 2049/4 | 1758/0 ± 2469/4 | **سالم** |
| \*0123/0 | \*\*0049/0 | \*\*0040/0 | \*\*0047/0 | **مقادیر P** |
| 0176/0 ± 2009/0 | 0178/0 ± 2037/0 | 0178/0 ± 2037/0 | 0177/0 ± 2019/0 | **ADHD** | **ضریب خوشه­بندی** |
| 0162/0 ± 1854/0 | 0163/0 ± 1867/0 | 0162/0 ± 1852/0 | 0161/0 ± 1841/0 | **سالم** |
| \*\*0098/0 | \*\*0057/0 | \*\*0048/0 | \*\*0034/0 | **مقادیر P** |

در جدول (1) و همچنین نمودارهای میله­ای شکل­های (4) و (5) علامت \* بیان­گر مقادیر P کمتر از 05/0 و علامت \*\* نیز بیان­گر مقادیر P کمتر از 01/0 است.



**شکل 4-** نمودارهای میله­ای میانگین CPR در زیرشبکه­های مغزی دو گروه سالم و دارای اختلال ADHD در هر چهار نوع هیجان چهره. نقاط رسم شده در وسط نمودارهای میله­ای هر گروه نشان دهنده­ی میانگین CPR و خطوط عمودی خطای رسم شده در طرفین این نقاط نشان­دهنده­ی انحراف استاندارد CPR در گروه مربوطه است.



**شکل 5-** نمودارهای میله­ای میانگین الف) کوتاه­ترین طول مسیر و ب) ضریب خوشه­بندی زیرشبکه­های مغزی دو گروه سالم و دارای اختلال ADHD در هر چهار نوع هیجان چهره. نقاط رسم شده در وسط نمودارهای میله­ای هر گروه نشان دهنده­ی میانگین و خطوط عمودی خطای رسم شده در طرفین این نقاط نشان­دهنده­ی انحراف استاندارد ویژگی مربوطه در هر گروه است.

**4- بحث و نتیجه­گیری**

در این پژوهش به تحلیل میزان هم­آوایی فاز در شبکه­های مغزی کودکان دارای اختلال ADHD و سالم حین مشاهده­ی چهار نوع هیجان چهره­ی خشم، شادی، غم و خنثی با استفاده از روش غیرخطی CPR پرداخته شد. نتایج حاصل از این پژوهش را می­توان به شرح زیر بیان کرد:

1) یافته­های این پژوهش نشان داد که اغلب جفت الکترودهای با تفاوت معنی­دار قوی ( 05/0> مقدار P) از نظر اختلاف میزان CPR بین دو گروه ADHD و سالم در لوب قدامی مغز قرار دارند. این نتایج در راستای دستاوردهای احمدلو و همکاران می­باشد [12]. در این پژوهش محققان نشان داده­اند که میزان هم­آوایی لوب قدامی مغز به­طور معنی­داری ( 05/0> مقدار P) متفاوت با گروه سالم است.

2) در این پژوهش جفت الکترودهای FC1-PO7 و AF3-PO7 بیشترین اختلاف معنی­دار ( 05/0> مقدار P) را از نظر میزان CPR بین دو گروه ADHD و سالم نشان دادند که بیان­گر فعالیت بالای لوب پس­سری مغز است. در پژوهش [3] نیز فعالیت زیاد لوب پس­سری مغز گروه ADHD نسبت به گروه سالم در باند گامای سیگنال­های EEG گزارش شده­است.

3) نتایج این پژوهش نشان دهنده­ی میانگین ضریب خوشه­بندی بیشتر و کوتاه­ترین طول مسیر کمتر معنی­دار ( 05/0> مقدار P) زیرشبکه­های مغزی گروه ADHD نسبت به گروه سالم است. نتایج مشابه در پژوهش [13] نیز گزارش شده­است.

یافته­های حاصل از این پژوهش نشان داد که ویژگی­های توپولوژیکی زیرشبکه­های مغزی گروه ADHD به­طور معنی­داری ( 05/0> مقدار P) متفاوت با گروه سالم است. ضریب خوشه­بندی بالا در گروه ADHD بیان می­کند که جداسازی اطلاعات در زیرواحدهای تشکیل­دهنده­ی شبکه­های مغزی این گروه به­طور غیرعادی بیشتر از گروه سالم است. همچنین میانگین کمتر کوتاه­ترین طول مسیر در گروه ADHD نسبت به گروه سالم نشان­دهنده­ی جمع­پذیری اطلاعات بالای زیرشبکه­های گروه ADHD است. بنابراین یافته­های این پژوهش حاکی از انتشار اطلاعات زیاد غیرعادی در هر دو مقیاس محلی و عمومی در زیرشبکه­های گروه ADHD نسبت به گروه سالم است که خود می­تواند دلیلی برای میزان هم­آوایی فاز بالا در زیرشبکه­های گروه ADHD باشد. بیشترین اختلاف هم­آوایی فاز معنی­دار در ارتباطات پس­سری- قدامی، پس­سری- پس­سری و قدامی- قدامی مغز در گروه ADHD ممکن است نشان­دهنده­ی نقش بسیار مهم لوب­های قدامی و پس­سری مغز در تمایز رفتار غیرخطی شبکه­های مغزی دو گروه ADHD و سالم باشد. لوب­های قدامی و پس­سری مغز به­ترتیب مسئول پردازش هیجانات چهره و بینایی انسان هستند [14, 15]. نقص در کارکرد این لوب­ها می­تواند بیان­گر نقص عملکرد شبکه­های مغزی گروه ADHD در پردازش محرک­های هیجانی- بینایی ارایه شده به آن­ها باشد که خود منجر به ایجاد واکنش­های متفاوت در این افراد می­شود. نتایج حاصل از این پژوهش نشان داد که تحلیل هم­آوایی فاز شبکه­های مغزی دو گروه ADHD و سالم با استفاده از روش غیرخطی CPR می­تواند به خوبی تمایز رفتار شبکه­های مغزی این دو گروه را در مقابل محرک­های هیجانی نشان دهد. لازم است مطالعات بیشتری در این زمینه انجام شود تا با طراحی وظایف مختلف به بررسی دقیق­تر رفتار شبکه­های مغزی گروه ADHD نسبت به گروه سالم بپردازند.

**مراجع:**

[1] Ahmadlou M, Adeli H. Electroencephalograms in diagnosis of autism. Comprehensive Guide to Autism. 2014:327-43.

[2] Ortiz A, Martinez-Murcia FJ, Luque JL, Giménez A, Morales-Ortega R, Ortega J. Dyslexia diagnosis by eeg temporal and spectral descriptors: An anomaly detection approach. International journal of neural systems. 2020;30:2050029.

[3] Razavi MS, Tehranidoost M, Ghassemi F, Purabassi P, Taymourtash A. Emotional face recognition in children with attention deficit/hyperactivity disorder: Evidence from event related gamma oscillation. Basic and Clinical Neuroscience. 2017;8:419.

[4] Wang Z-M, Zhou R, He Y, Guo X-M. Functional Integration and Separation of Brain Network Based on Phase Locking Value During Emotion Processing. IEEE Transactions on Cognitive and Developmental Systems. 2020.

[5] Yordanova J, Banaschewski T, Kolev V, Woerner W, Rothenberger A. Abnormal early stages of task stimulus processing in children with attention-deficit hyperactivity disorder–evidence from event-related gamma oscillations. Clinical Neurophysiology. 2001;112:1096-108.

[6] Acharya UR, Sree SV, Chattopadhyay S, Yu W, Ang PCA. Application of recurrence quantification analysis for the automated identification of epileptic EEG signals. International journal of neural systems. 2011;21:199-211.

[7] Xingyuan W, Chao L. Researches on chaos phenomenon of EEG dynamics model. Applied Mathematics and Computation. 2006;183:30-41.

[8] Rangaprakash D, Pradhan N. Study of phase synchronization in multichannel seizure EEG using nonlinear recurrence measure. Biomedical Signal Processing and Control. 2014;11:114-22.

[9] Wang L, Long X, Aarts RM, van Dijk JP, Arends JB. A broadband method of quantifying phase synchronization for discriminating seizure EEG signals. Biomedical Signal Processing and Control. 2019;52:371-83.

[10] Perrin F, Pernier J, Bertrand O, Echallier J. Spherical splines for scalp potential and current density mapping. Electroencephalography and clinical neurophysiology. 1989;72:184-7.

[11] Sorinas J, Fernandez-Troyano JC, Ferrandez JM, Fernandez E. Cortical Asymmetries and Connectivity Patterns in the Valence Dimension of the Emotional Brain. International journal of neural systems. 2020;30:2050021.

[12] Ahmadlou M, Adeli H. Wavelet-synchronization methodology: a new approach for EEG-based diagnosis of ADHD. Clinical EEG and neuroscience. 2010;41:1-10.

[13] Ahmadlou M, Adeli H, Adeli A. Graph theoretical analysis of organization of functional brain networks in ADHD. Clinical EEG and neuroscience. 2012;43:5-13.

[14] Pitcher D, Walsh V, Duchaine B. The role of the occipital face area in the cortical face perception network. Experimental brain research. 2011;209:481-93.

[15] Stuss DT, Knight RT. Principles of frontal lobe function: Oxford University Press; 2013.

Measuring the phase synchronization in the ADHD brain networks while observing facial emotions

\*Sheida Ansarinasab1, Fatemeh Parastesh2, Fahimeh Nazarimehr3 , Farnaz Ghassemi4, Sajad Jafari5  
  
1 Biomedical Engineering Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

2 Biomedical Engineering Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

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

4 Biomedical Engineering Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

5 Biomedical Engineering Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

\*sh.ansarinasab@aut.ac.ir

***Abstract*—** **Attention Deficit Hyperactivity Disorder (ADHD) is one of the most common psychological disorders among children, which in addition to lack of attention, hyperactivity, and impulsive movements, has faced these children with major problems in the proper facial emotions processing of others resulting in establishing inappropriate social relationships. In this study, for the first time, the nonlinear Correlation between the Probability of Recurrences of signals (CPR) method is used to measure the phase synchronization in the brain networks of 22 ADHD children and 22 healthy ones while observing four types of emotional-visual stimulations. After constructing the brain networks of all individuals and extracting the topological graph features such as clustering coefficient and the shortest path length, appropriate statistical tests are applied to examine significant differences (significance level 0.05) between groups. This study results indicate the higher mean phase synchronization and clustering coefficient and the lower mean shortest path length (P-Value <0.05) in the ADHD subnetworks consisting of frontal-frontal, occipital-frontal, and occipital-occipital brain connectivity than healthy ones. The frontal and occipital brain lobes are the human emotional and visual processing centers, respectively. These findings can represent a deficit in these lobes' function of the ADHD brain networks in processing emotional-visual stimuli.**

Keywords—Attention Deficit Hyperactivity Disorder, Phase synchronization, Facial emotions, Nonlinear method, Topological graph features.

1. Electroencephalogram [↑](#footnote-ref-1)
2. Attention Deficit Hyperactivity Disorder [↑](#footnote-ref-2)
3. Phase Locking Value [↑](#footnote-ref-3)
4. Phase Lag Index [↑](#footnote-ref-4)
5. Hilbert [↑](#footnote-ref-5)
6. Wavelet [↑](#footnote-ref-6)
7. Correlation between Probability of Recurrences [↑](#footnote-ref-7)
8. Hertz [↑](#footnote-ref-8)
9. Repeated Measure ANNOVA [↑](#footnote-ref-9)