

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

*شیدا انصاری نسب^۱، فاطمه پرستش^۲، فهیمه نظری مهر^۳، فرناز قاسمی^۴ و سجاد جعفری^۵

^۱ دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

^۲ دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

^۳ دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

^۴ دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

^۵ 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 از حد، 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 ۲۲ کودک ADHD و ۲۲ 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 ۰/۰۵) بین گروه‌های مختلف اعمال شده‌است. نتایج این پژوهش حاکی از میانگین بیشتر هم‌آوایی فاز و ضریب خوشه‌بندی و میانگین کمتر کوتاه‌ترین طول مسیر ($<0/05$ 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.

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

۱- مقدمه

امروزه استفاده از سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام (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 [۱، ۲]. اختلال نقص‌توجه- بیش‌فعالی (ADHD) یکی از شایع‌ترین اختلال‌های روانشناسی در میان کودکان به‌خصوص جنس مذکر است. کودکان دارای این اختلال علاوه بر 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 [۳]. 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 [۴، ۵]. این محققان اغلب از روش‌هایی همچون مقدار قفل‌شدگی فاز^۲ (PLV) و شاخص تاخیر فاز^۴ (PLI) که بر مبنای تبدیل‌های خطی همچون تبدیل هیلبرت^۵ یا ویولت^۶ 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 [۶، ۷]. Xingyuan و همکاران با استخراج ویژگی‌هایی همچون همبستگی و نماهای لیاپانوف سیگنال‌های EEG وجود رفتار آشوبی را در این سیگنال‌ها نشان دادند [۷]. 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^۷ (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 [۸، ۹].

¹ Electroencephalogram

² Attention Deficit Hyperactivity Disorder

³ Phase Locking Value

⁴ Phase Lag Index

⁵ Hilbert

⁶ Wavelet

⁷ Correlation between Probability of Recurrences

در پژوهشی Rangaprakash و همکاران روش CPR را برای ارزیابی سرعت عمومی و محلی به کار بردند. تحلیل‌های انجام شده بر روی سرعت محلی بیان‌گر توانایی بالای این روش در تشخیص محل سرعت متمرکز بود. همچنین نتایج حاصل از بررسی سرعت عمومی نشان داد که این روش می‌تواند به خوبی رفتار شبکه‌های مغزی را قبل و در طول سرعت متمایز کند [۸]. 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 سرعت‌های جزئی نسبت به دیگر روش‌ها نشان می‌دهد [۹]. با وجود کاربرد بسیار روش CPR در تشخیص سرعت، این روش تاکنون برای بررسی شبکه‌های مغزی افراد دارای اختلال ADHD حین مشاهده‌ی هیجانات چهره به کار نرفته‌است. درحالی‌که ممکن است این روش به خوبی بتواند ارتباطات غیرخطی بین سیگنال‌های غیرایستای EEG را به خصوص 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 به منظور 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.

۲- روش تحقیق

۲-۱- فرایند ثبت و پیش‌پردازش داده‌ها

در این پژوهش از سیگنال‌های EEG ۶۲ کاناله‌ی ۲۲ کودک دارای اختلال ADHD و ۲۲ کودک سالم حین مشاهده‌ی چهار نوع هیجان چهره‌ی خشم، شادی، غم و خنثی با فرکانس نمونه‌برداری ۵۱۲ هرتز^۸ استفاده شده‌است [۳]. محرک‌های هیجانی به طور تصادفی در هر چهار نوع هیجان چهره به افراد ارائه 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، به منظور حذف نویز و آرتیفک‌های فرکانس بالا و همچنین نویز برق شهر به ترتیب از یک فیلتر باتروث مرتبه‌ی ۳ با فرکانس‌های قطع ۱ و ۸۰ هرتز و یک فیلتر ناچ با فرکانس قطع ۵۰ هرتز استفاده شده‌است. آرتیفک‌های 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 [۱۰] با استفاده از جعبه ابزار CSD نرم افزار متلب نسخه‌ی ۲۰۲۰ 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 [۳، ۱۱].

۲-۲- 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 به ازای مقادیر مختلف تاخیر به عنوان معیاری از هم‌آوایی فاز بین آن‌ها در نظر گرفته می‌شود [۹]. پس از اعمال روش CPR، برای هر فرد در دو گروه ADHD و سالم در هر چهار نوع هیجان چهره ماتریس‌هایی با ابعاد $N \times N$ (N=۶۲) به دست می‌آید که هر کدام از درایه‌های آن‌ها بیان‌گر میزان هم‌آوایی فاز بین جفت الکترودهای نظیر است. با در نظر گرفتن الکترودهای ثبت سیگنال به عنوان گره‌های شبکه و میزان هم‌آوایی فاز بین آن‌ها به عنوان 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 ($P < 0.05$) مقدار (P) را نشان می‌دهند در همه‌ی گروه‌های هیجانی استخراج شده و برای تحلیل‌های بعدی پژوهش مورد استفاده قرار گرفته‌اند.

۲-۳- استخراج ویژگی‌های توپولوژیکی از زیرشبکه‌های مغزی

در این پژوهش دو ویژگی کوتاه‌ترین طول مسیر و ضریب خوشه‌بندی به ترتیب به عنوان 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 [۴]. 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 به دست می‌آید. با استفاده از این معیار می‌توان فهمید که میزان جداسازی اطلاعات شبکه در میان زیر واحدهای تشکیل‌دهنده‌ی آن در مقیاس محلی چگونه است [۴].

۲-۴- 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 به منظور بررسی تفاوت‌های معنی‌دار (سطح معنی‌داری ۰/۰۵) در این گروه‌ها از آزمون آماری تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر^۹ و آزمون تعقیبی دان-سیداک استفاده شده‌است. تمامی تحلیل‌های این پژوهش در نرم افزار متلب نسخه‌ی ۲۰۲۰ انجام شده‌است.

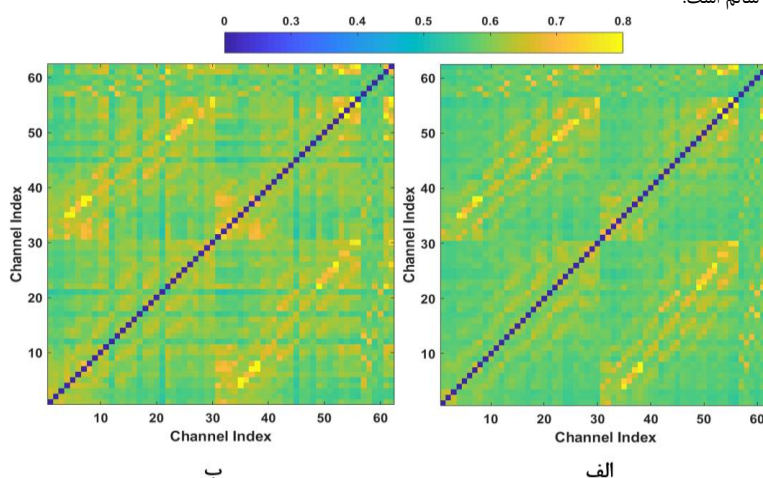
۳- یافته‌ها

در این بخش به بیان مهم‌ترین یافته‌های این پژوهش پرداخته شده‌است. شکل (۱) 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 (۲) 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 دو گروه ADHD بیشتر از گروه سالم است. در شکل (۳) 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 (AF3-AF4، AF7-F2)، قدامی- پس سری (PO7-AF3) و پس سری- پس سری (PO7-PO8) بیشترین اختلاف معنی‌دار ($P < 0.05$) را از نظر میزان هم‌آوایی فاز بین دو گروه ADHD و سالم نشان داده‌اند. جدول (۱) 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 (۴) و (۵) نیز بیان‌کننده‌ی نمودارهای میله‌ای مربوط به جدول (۱) هستند. با توجه به جدول (۱) و شکل‌های (۴) و (۵) میانگین CPR (هم‌آوایی فاز) و ضریب خوشه‌بندی

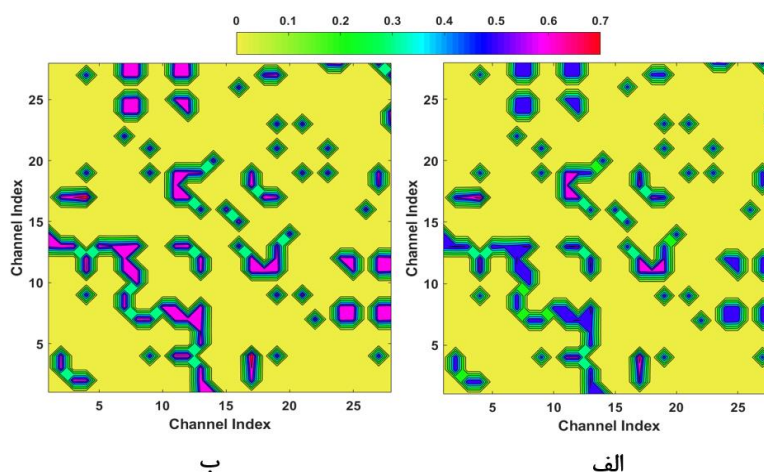
⁸ Hertz

⁹ Repeated Measure ANNOVA

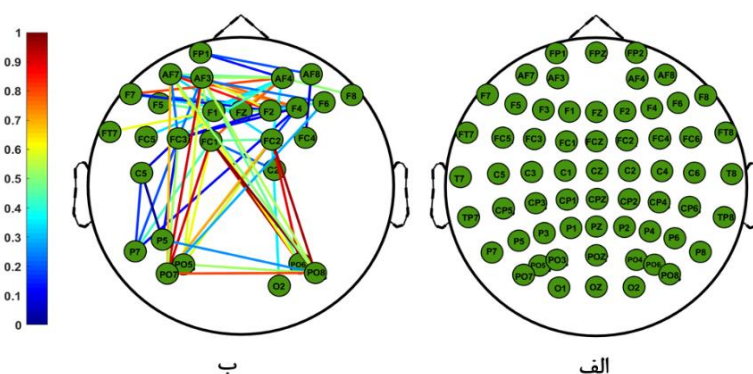
زیر شبکه‌های گروه ADHD در هر چهار نوع هیجان چهره به‌طور معنی‌داری ($P < 0.05$) بیشتر از گروه سالم است. میانگین کوتاه‌ترین طول مسیر در زیر شبکه‌های گروه ADHD به‌طور معنی‌داری ($P < 0.05$) کمتر از گروه سالم است.



شکل ۱- میانگین ماتریس CPR در هیجان خشم گروه الف (سالم و ب) ADHD در باند گاما. ابعاد این ماتریس ها $N \times N$ است که $N=62$ 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 ۲- میانگین ماتریس CPR زیر شبکه‌های مغزی استخراج شده در هیجان خشم گروه الف (سالم و ب) ADHD در باند گاما. ابعاد این ماتریس ها $n \times n$ است که $n=28$ تعداد کل الکترودهای تشکیل‌دهنده‌ی زیر شبکه‌های 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.



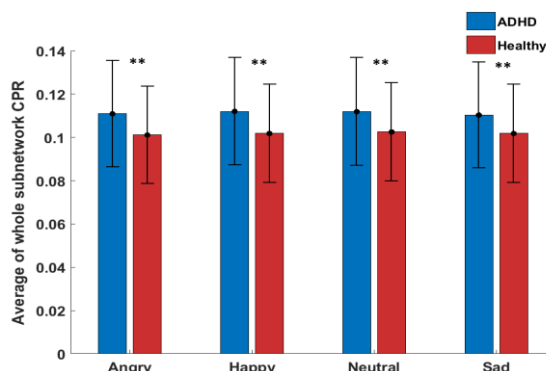
شکل ۳- الف) محل و نام همه‌ی جفت الکترودهای ثبت سیگنال و ب) یال‌ها و گره‌های تشکیل‌دهنده‌ی زیر شبکه‌ی مغزی معنی‌دار از نظر میزان اختلاف CPR بین دو گروه ADHD و سالم. در این شکل تنها جفت الکترودهایی نشان داده شده‌است که تفاوت معنی‌داری را از نظر میانگین CPR بین دو گروه نشان داده‌اند. وزن یال‌های متصل‌کننده‌ی این جفت الکترودها متناسب با رنگ اختصاص داده شده به آن‌ها و برابر با میزان اختلاف هم‌آوایی فاز بین دو گروه می‌باشد.

انصاری نسب و همکاران، اندازه‌گیری هم‌آوایی شبکه‌های مغزی حین مشاهده هیجانات چهره

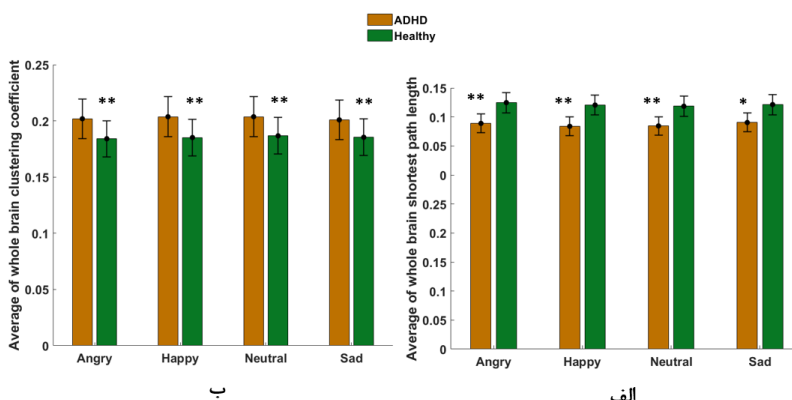
جدول ۱- آماره‌های محاسبه شده و همچنین مقادیر P حاصل از اجرای آزمون‌های آماری بر روی مقادیر CPR و ویژگی‌های گراف استخراج شده از زیرشبکه‌های مغزی

انحراف استاندارد \pm میانگین					
مقدار CPR	خشم	شادی	خنثی	غم	
	ADHD	0.1109 ± 0.0246	0.1120 ± 0.0248	0.1119 ± 0.0245	0.1103 ± 0.0245
	سالم	0.1011 ± 0.0225	0.1018 ± 0.0226	0.1025 ± 0.0227	0.1018 ± 0.0226
	مقادیر P	0.030^{**}	0.036^{**}	0.044^{**}	0.081^{**}
کوتاه‌ترین طول مسیر	ADHD	3.8891 ± 0.1619	3.8287 ± 0.1594	3.8455 ± 0.1600	3.9042 ± 0.1620
	سالم	4.2469 ± 0.1758	4.2049 ± 0.1732	4.1848 ± 0.1731	4.2132 ± 0.1739
	مقادیر P	0.047^{**}	0.040^{**}	0.049^{**}	0.123^{*}
	ضریب خوشه‌بندی	ADHD	0.2019 ± 0.0177	0.2037 ± 0.0178	0.2037 ± 0.0178
سالم		0.1841 ± 0.0161	0.1852 ± 0.0162	0.1867 ± 0.0163	0.1854 ± 0.0162
مقادیر P		0.034^{**}	0.048^{**}	0.057^{**}	0.098^{**}

در جدول (۱) و همچنین نمودارهای میله‌ای شکل‌های (۴) و (۵) علامت * بیان‌گر مقادیر P کمتر از ۰/۰۵ و علامت ** نیز بیان‌گر مقادیر P کمتر از ۰/۰۱ است.



شکل ۳- 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 دهنده میانگین CPR و خطوط عمودی خطای رسم شده در طرفین این نقاط نشان‌دهنده انحراف استاندارد CPR در گروه مربوطه است.



شکل ۴- 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 دهنده میانگین و خطوط عمودی خطای رسم شده در طرفین این نقاط نشان‌دهنده انحراف استاندارد ویژگی مربوطه در هر گروه است.

۴- 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:

(۱) یافته‌های این پژوهش نشان داد که اغلب جفت الکترودهای با تفاوت معنی‌دار قوی ($P < 0.05$) 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 [۱۲]. در این پژوهش محققان نشان داده‌اند که میزان هم‌آوایی لوب قدامی مغز به‌طور معنی‌داری ($P < 0.05$) مقدار P متفاوت با گروه سالم است.

(۲) در این پژوهش جفت الکترودهای FC1-PO7 و AF3-PO7 بیشترین اختلاف معنی‌دار ($P < 0.05$) 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 [۳] نیز فعالیت زیاد لوب پس‌سری مغز گروه ADHD نسبت به گروه سالم در باند گامای سیگنال‌های EEG گزارش شده‌است.

(۳) نتایج این پژوهش نشان دهنده‌ی میانگین ضریب خوشه‌بندی بیشتر و کوتاه‌ترین طول مسیر کمتر معنی‌دار ($P < 0.05$) مقدار P زیرشبکه‌های مغزی گروه ADHD نسبت به گروه سالم است. نتایج مشابه در پژوهش [۱۳] نیز گزارش شده‌است.

یافته‌های حاصل از این پژوهش نشان داد که ویژگی‌های توپولوژیکی زیرشبکه‌های مغزی گروه ADHD به‌طور معنی‌داری ($P < 0.05$) 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 [۱۴].

۱۵. 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.