

Processing of EEG Signal to Analyze the Relation of the Hypnotizability and Activation of Brain's Hemispheres and Frontal-back Lobes in Hypnosis

S. Behbahani¹, A. Moti Nasrabadi^{2*}

¹ Ph.D Student, School of Biomedical Engineering Department, Islamic Azad University, Science and Research Branch, Tehran, Iran, Soroor_behbahani@yahoo.com

² Assistant Professor, Biomedical Engineering Group, School of Engineering, Shahed University, Tehran, Iran

Abstract

The analysis of EEG signals plays an important role in a wide range of applications, such as psychotropic drug research, sleep studies, seizure detection and hypnosis processing. From years ago hypnosis was known as a method to help the patients in different fields such as reduction of stress, leaving bad habits, pain control and etc. EEG signals during pure hypnosis would differ from those recorded in the normal no hypnotic conditions. There are several methods for analyzing the EEG signal and similarity index method is one of the famous methods in this branch.

In this paper the features of EEG signal of three groups of people with different hypnotizability during hypnosis (Fractal, Wavelet Entropy, Frequency Bands) from left-right and frontal-back lobes were extracted and analyzed using Fuzzy Similarity Index Method to find whether there are any significant relations between the function of these hemispheres and hypnotizability degree. Finally after detecting the significancy, we used the selected features were used to classify the subjects into three groups of hypnotizability. The best classification accuracy was obtained 94% (for two classes of features 1. entropy, Higuchi, high frequency, 2. energy and entropy) and the lowest was 87.5% (for entropy, Higuchi and low frequency features).

Key words: Hypnosis, Hypnotizability degree, Fuzzy similarity index, Left-right hemispheres, Frontal-back lobe.

*Corresponding author

Address: Ali Moti Nasrabadi, Biomedical Engineering Group, School of Engineering, Shahed University, Postal cod: 3319118651, Persian Gulf Expressway, Tehran, Iran
Tel: +98 21 51212075
Fax: +98 21 51212010
E-mail: nasrabadi@shahed.ac.ir

پردازش سیگنال EEG به منظور بررسی رابطه میان درجه هیپنوتیزم پذیری؛ فعالیت نیم کره‌های مغزی و لوب‌های قدامی-خلفی در حالت هیپنوتیزم

سرور بهبهانی^۱، علی مطیع نصرآبادی^{۲*}

^۱ دانشجوی دکترا، دانشکده مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران Soroor_behbahani@yahoo.com

^۲ استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی، دانشگاه شاهد، تهران

چکیده

تحلیل سیگنال‌های EEG نقش مهمی در زمینه‌های گسترده‌ای مانند بررسی داروهای روان‌پزشکی، مطالعه در زمینه خواب، ثبت و تشخیص صرع و تحلیل پدیده هیپنوتیزم بازی می‌کند. از سال‌ها پیش هیپنوتیزم به‌عنوان روشی مؤثر برای کمک به بیماران در زمینه‌های مختلف مانند کاهش اضطراب، ترک برخی عادات نادرست، کنترل درد و ... شناخته شده است. EEG حین هیپنوتیزم خالص و EEG در حالت نرمال و غیرهیپنوتیزم کاملاً با یکدیگر تفاوت دارند. روش‌های مختلفی برای تحلیل سیگنال EEG وجود دارند و روش شاخص شباهت فازی یکی از روش‌های شناخته شده در این زمینه است. در این مقاله، ویژگی‌های سیگنال EEG نیم کره‌های چپ-راست و لوب قدامی-خلفی در حالت هیپنوتیزم (ویژگی‌های فرکتال، آنتروپی موجک، باندهای فرکانسی) که متعلق به سه گروه با هیپنوتیزم‌پذیری پائین، متوسط و بالا، بودند استخراج شده و با استفاده از روش شاخص شباهت فازی، مورد بررسی قرار گرفتند تا مشخص شود که آیا رابطه معناداری میان فعالیت این نیم کره‌ها در حالت هیپنوتیزم و درجه هیپنوتیزم‌پذیری افراد وجود دارد یا خیر. در نهایت پس از تأیید وجود رابطه معنادار میان سیگنال‌های نواحی مختلف، با استفاده از ویژگی‌هایی که در مرحله قبل ایجاد تمایز میان گروه‌های مختلف هیپنوتیزم‌پذیری را نشان دادند، طبقه‌بندی این گروه‌ها انجام شد. در واقع از ویژگی‌هایی که در مرحله قبل پیش ایجاد تمایز میان گروه‌های مختلف هیپنوتیزم‌پذیری را نشان دادند به عنوان ویژگی‌های طبقه‌بندی‌کننده استفاده شد تا بر اساس آن بتوان افراد را به سه دسته با قابلیت هیپنوتیزم‌پذیری پائین، متوسط و بالا تقسیم کرد. بهترین نتیجه صحت طبقه‌بندی برابر با ۹۴٪ (برای دو دسته ویژگی: ۱. آنتروپی، هیگوجی، فرکانس بالا و ۲. انرژی، آنتروپی) و کمترین میزان آن برابر با ۸۷/۵٪ (برای ویژگی‌های آنتروپی، هیگوجی و فرکانس پائین)، به دست آمده است.

کلیدواژگان: هیپنوتیزم، هیپنوتیزم‌پذیری، شاخص شباهت فازی، نیم کره چپ و راست، لوب قدامی و خلفی، ویژگی، طبقه‌بندی.

*عهددار مکاتبات

نشانی: ابتدای اتوبان تهران-قم، روبروی حرم امام خمینی، دانشگاه شاهد، دانشکده فنی، کدپستی ۳۳۱۹۱۱۸۶۵۱

تلفن: ۵۱۲۱۲۰۷۵، دورنگار: ۵۱۲۱۲۰۲۰، پیام نگار: nasrabadi@shahed.ac.ir

۱- مقدمه

تاکنون مطالعات متعددی درباره رابطه بین درجه هیپنوتیزم‌پذیری و ویژگی‌های مختلف آن در سیگنال EEG^۱ انجام شده است. در سال ۱۹۹۸ ری^۳ وجود رابطه قوی میان فعالیت‌های مغزی، هیپنوتیزم و قابلیت هیپنوتیزم‌پذیری در محدوده فرکانسی تتا (۴-۸ Hz) را نشان داد [۳، ۴]. این رابطه به‌وسیله گالوبریث^۴ و همکاران نیز در سال ۱۹۷۰ گزارش شده بود [۵].

در سال ۲۰۰۰ ویلیامز^۵ و گروزلیز^۶ تفاوت بین باند تتا و آلفای هیپنوتیزم و آرامش یافتن را با یکدیگر مقایسه کردند [۵]. در سال ۱۳۷۸ وحید ابوطالبی و همکاران با استفاده از طیف‌های مرتبه بالا، اثر هیپنوتیزم را بر سیگنال EEG مورد بررسی قرار دادند. در این تحقیق از مجموع اندازه طیف دوگانه، مجموع اندازه طیف هم‌نمایی دوگانه^۷ و مجموع مربع^۸ اندازه طیف هم‌نمایی دوگانه به عنوان ویژگی و همچنین از توابع تفکیک خطی بهینه شده برای طبقه‌بندی بین افراد با قابلیت هیپنوتیزم شدن کم و زیاد استفاده شده است [۶].

در سال ۱۳۸۱ در دانشگاه صنعتی امیرکبیر تغییرات هوشیاری و عمق هیپنوتیزم به صورت کیفی و کمی به‌وسیله علی مطیع‌نصرآبادی مورد ارزیابی قرار گرفت. در این تحقیق برای پیش‌بینی هیپنوتیزم‌پذیری از سیگنال EEG نرمال، سیگنال EEG در فعالیت‌های ذهنی مختلف ثبت و پس از استخراج ویژگی برای تعیین نمره هیپنوتیزم‌پذیری از آنها استفاده شده است [۶].

طی سال ۲۰۰۵-۲۰۰۶ در بیمارستان توانبخشی ملی واشنگتن مشخص شد که توانایی کاهش درد به طور قابل توجهی به میزان هیپنوتیزم‌پذیری فرد بستگی دارد. افراد با قابلیت هیپنوتیزم‌پذیری بالا توانایی بیشتری در کاهش درد نسبت به افراد با نمره هیپنوتیزم‌پذیری پائین حتی در شرایط آرامش یکسان دارند [۷، ۸].

در تحقیقات انجام شده در زمینه هیپنوتیزم ویژگی‌های مختلفی مانند طیف دوگانه، مجموع اندازه طیف هم‌نمایی دوگانه و مجموع مربع اندازه طیف هم‌نمایی دوگانه به منظور طبقه‌بندی از افراد به گروه‌های مختلف هیپنوتیزم‌پذیری از

از صدها سال پیش اثر هیپنوتیزم در کمک به بیماران دردمند و مضطرب شناخته شده است و همچنان به عنوان ابزاری مؤثر و مورد قبول در مدیریت تنش روانی حین اقدامات پزشکی، پس از سوانح، درد مزمن، مسائل عادت‌ی، علائم انفکاک و وضعیت‌های روان‌تنی قابل استفاده است. ظرفیت هیپنوتیزم‌پذیری به صورت قابل توجهی بین افراد مختلف، متفاوت و البته در هر فرد، صفتی ثابت به‌شمار می‌رود [۱]. ظرفیت هیپنوتیزم‌پذیری را می‌توان به خوبی تشخیص داد و از آن به عنوان ابزاری ارزشمند در بسیاری راهکارهای روان‌درمانی استفاده کرد [۱].

تحقیقات آزمایشگاهی و بالینی نشان داده‌اند که هیپنوتیزم‌پذیری خصلتی ثابت و قابل اندازه‌گیری است. البته هیپنوتیزم‌پذیری تا حدی در چرخه زندگی دچار تغییر می‌شود، به طوری که در سال‌های پایانی کودکی به حداکثر می‌رسد و طی دوران نوجوانی قدری تنزل می‌کند. اما به صورت نسبی در کل دوران بزرگسالی ثابت می‌ماند و در دوران کهولت کاهش می‌یابد.

درجه هیپنوتیزم‌پذیری افراد می‌تواند اطلاعات سودمندی را به دست دهد، که یکی از نمونه‌های آن نحوه ارتباط برقرار کردن فرد با خود و محیط اجتماعی است [۱]. از نظر میزان هیپنوتیزم‌پذیری افراد به ۳ گروه با قابلیت‌های هیپنوتیزم‌پذیری پائین، متوسط و بالا تقسیم می‌شوند. میزان هیپنوتیزم‌پذیری افراد براساس مقیاس‌های متفاوتی سنجیده می‌شود که از جمله رایج‌ترین آنها مقیاس واترلو-استنفورد^۱ است [۲]. در این مقیاس پس از القای هیپنوتیزم، از شخص درخواست می‌شود که ۱۲ فعالیت استاندارد را انجام دهد و متعاقب آن برای هر یک از فعالیت‌ها سؤالی مطرح می‌شود. براساس پاسخ فرد نمره‌ای بین ۱۲ تا ۶۰ به این ۱۲ سؤال برای وی در نظر گرفته می‌شود که بیانگر میزان هیپنوتیزم‌پذیری فرد است.

بر اساس این مقیاس افراد با نمره بین ۱۲ تا ۲۲ به گروه هیپنوتیزم‌پذیری پائین، ۲۳ تا ۴۱ به گروه هیپنوتیزم‌پذیری متوسط و ۴۲ تا ۶۰ به گروه هیپنوتیزم‌پذیری بالا تعلق دارند.

¹ Waterloo-Stanford
⁵ Williams

² Electroencephalography
⁶ Gruzeliar

³ Ray
⁷ Dual Conformity

⁴ Galbraith
⁸ Sum of Square

سیگنال با قسمت قبل به دست آمده است. نتایج حاصل نشان می‌دهند که روش شاخص شباهت فازی توانسته بهتر از سایر روش‌ها حمله صرع را پیش‌بینی کند و به ویژه در قسمت‌های اینتریکتال^{۱۰} این روش بسیار موفق عمل کرده و میزان خطای مثبت نیز تا حد چشمگیری کاهش یافته است [۱۱-۱۳].

در مطالعه حاضر با توجه به آنکه هدف اصلی بررسی وجود شباهت میان کانال‌های مختلف (نیم‌کره‌ها) مغزی در حالت هیپنوتیزم است و با بررسی نتایج مطلوبی که روش شاخص شباهت فازی در پیش‌بینی حمله صرع نشان داده است، روش شاخص شباهت فازی به عنوان روش اصلی انتخاب شد. در این مقاله با استفاده از روش شاخص شباهت فازی و بر اساس ویژگی‌های استخراج شده در تحقیقات قبلی در زمینه هیپنوتیزم [۳-۶] و برخی از ویژگی‌های جدید، بررسی شده که آیا بین فعالیت نیم‌کره‌های مختلف و درجه هیپنوتیزم‌پذیری کم، متوسط و زیاد شباهتی وجود دارد یا خیر؛ و در صورت وجود رابطه این شباهت مربوط به کدام یک از نواحی مغز است. در انتها نیز برای اطمینان از قدرت نتایج و ویژگی‌های به دست آمده به عنوان الگوی هیپنوتیزم‌پذیری گروه‌های مختلف، به طبقه‌بندی این گروه‌ها براساس ویژگی‌هایی با قابلیت تمایز پرداخته شده است.

۲- داده‌ها

داده‌های مورد استفاده در این مقاله به وسیله مطیع نصرآبادی ثبت شده است [۶]. سیگنال‌های EEG مطابق استاندارد ۲۰-۱۰ (شکل ۱) در ۱۹ کانال با پهنای فرکانسی ۰/۱-۱۰۰/۱ Hz و از ۳۲ نفر مرد راست‌دست ثبت شده‌اند. افراد آزمودنی در محدوده سنی 32 ± 6 سال بوده‌اند. سیگنال‌ها با فرکانس ۲۵۶ Hz نمونه‌برداری شده‌اند [۶]. در القای هیپنوتیزم به همه افراد از یک نوار ضبط شده یکسان استفاده شده است تا در حد امکان شرایط القا برای همه افراد یکسان باشد. سیگنال EEG از همه کانال‌ها در مدت ۴۵ دقیقه ثبت شده است. از آنجا که فرد در فاز اولیه تلقین هیپنوتیزم به عمق نهایی می‌رود، در پردازش‌ها از ۱۵ دقیقه نخست سیگنال برای ارزیابی عمق هیپنوتیزم استفاده شده است.

سیگنال EEG استخراج شدند [۶] و فرکانس‌های خاصی که در آنها نشانه‌های هیپنوتیزم بارزترند مشخص شده‌اند [۳-۵، ۸-۱۰].

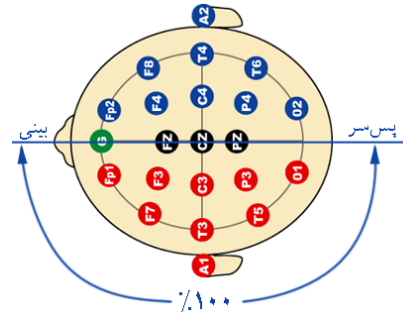
اگرچه تاکنون مطالعات زیادی در زمینه سیگنال EEG در هیپنوتیزم انجام شده است و از زوایای مختلف شباهت یا تفاوت آن با سیگنال فرد در حالت هوشیاری و بیداری مورد بررسی قرار گرفته است، اما این پدیده همچنان نیازمند بررسی از دیدگاه‌های دیگر است. مروری بر تحقیقات انجام شده نشان می‌دهد که در این مطالعات به رابطه فعالیت نیم‌کره‌های مغزی و درجه هیپنوتیزم‌پذیری توجه چندانی نشده است یا به عبارتی تحقیقات جدی در این زمینه صورت نگرفته است. حال آنکه در صورتی که رابطه‌ای معنادار میان شباهت فعالیت نیم‌کره‌های مغزی و درجه هیپنوتیزم‌پذیری افراد وجود داشته باشد می‌تواند شاخص مناسبی برای طبقه‌بندی افراد و نسبت دادن آنها به سطوح مختلف هیپنوتیزم‌پذیری باشد.

تاکنون روش‌های متعددی برای استخراج ویژگی به وسیله پردازش سیگنال‌های غیرخطی ارائه شده‌اند. در اغلب موارد، روش‌های غیرخطی با پارامترهایی مواجه هستند که تعیین و محاسبه آنها پیچیده است؛ بنابراین نمی‌توان روش‌های مذکور را برای همه داده‌های EEG واقعی به کار گرفت. یکی از روش‌های شناخته شده در زمینه تحلیل سیگنال‌های EEG روش شاخص شباهت است. روش شاخص شباهت بر مبنای ویژگی‌های استخراج شده از سیگنال مرجع و سیگنال نمونه میزان شباهت را با روش‌های مختلفی می‌سنجد که یکی از این روش‌ها بر مبنای نظریه فازی^۹ است. در سال‌های اخیر توجه زیادی به نظریه فازی معطوف شده است. منطق فازی قابلیت‌های بسیار مطلوبی دارد و به همین دلیل به ابزاری کارآمد برای مدلسازی و پردازش فرایندهای شناختی به ویژه مفاهیم شناسایی الگو تبدیل شده است. بخش عمده تحقیقاتی که با استفاده از روش شاخص شباهت فازی انجام شده‌اند در زمینه پردازش سیگنال EEG به ویژه در بیماری صرع و پیش‌بینی حملات صرعی بوده است [۱۱-۱۳]. در این تحقیقات به منظور پیش‌بینی حمله صرعی، شباهت قسمت‌های مختلف هر

⁹ FUZZY Theory

¹⁰ Interictal

که در آن $1 - |\mu_A(x_i) - \mu_B(x_i)|$ ، به عنوان درجه شباهت مجموعه‌های فازی A و B در ویژگی‌های x_i بیان می‌شود. $S(A, B)$ عبارت است از: درجه شباهت مجموعه‌های فازی A و B که شاخص شباهت فازی نامیده می‌شود. مقادیر $S(A, B)$ متناظر با درجه‌های مختلف تشابه، در محدوده ۰ و ۱ است. $S(A, B) = 1$ ، به این معناست که دو مجموعه فازی با یکدیگر برابر هستند، در غیر این صورت بین دو مجموعه فازی تفاوت وجود دارد.



شکل ۱- نحوه الکتروگذاری بر اساس استاندارد ۲۰-۱۰

۳- روش شاخص شباهت فازی

روش شاخص شباهت فازی یکی از روش‌های بررسی شباهت است که با توجه به پیشرفت منطق فازی در علوم مختلف مورد توجه قرار گرفته است. در سال‌های اخیر تئوری فازی به یکی از مهم‌ترین و اساسی‌ترین هسته‌های تحقیقات تبدیل شده است. مفهوم شباهت در تئوری فازی شامل فرایندی شناختیست که یکی از ویژگی‌های برجسته و علت انعطاف‌پذیری بیشتر این روش نسبت به سایر روش‌های ریاضیست. این روش در دو مرحله انجام می‌شود: ۱. استخراج ویژگی و ۲. محاسبه شاخص شباهت فازی بین مجموعه ویژگی‌های سیگنال‌های EEG مرجع و سایر سیگنال‌ها، بنابراین می‌توان بر مبنای روش شاخص شباهت فازی، تمایزی بین سیگنال‌های EEG ایجاد کرد. پس از استخراج ویژگی از سیگنال مورد نظر، یک تابع تعلق فازی برای تبدیل ویژگی‌ها در نظر گرفته می‌شود. پارامترهای تابع تعلق فازی را می‌توان بر اساس ویژگی‌ها به دست آورد. تابع گوسی مقارن^{۱۱} وابسته به دو پارامتر σ و c است و به صورت $f(x, \sigma, c) = \exp(-(x-c)^2 / (2\sigma^2))$ بیان می‌شود. پارامترهای σ و c به وسیله میانگین و انحراف هر ویژگی تعیین می‌شوند [۱۴، ۱۵].

با فرض این که دو مجموعه فازی A و B داریم که هر یک شامل N ویژگی x_1, x_2, \dots, x_N هستند، شباهت بین این دو مجموعه را می‌توان به صورت معادله (۱) محاسبه کرد [۱۶، ۱۷]:

$$S(A, B) = \frac{\sum_{i=1}^N (1 - |\mu_A(x_i) - \mu_B(x_i)|)}{N} \quad (1)$$

۴- استخراج ویژگی از سیگنال EEG

برای تحلیل سیگنال EEG باید ویژگی‌هایی از سیگنال به روش‌های مختلف از جمله روش شاخص شباهت فازی (روش مورد استفاده در این مقاله) استخراج شوند. معمولاً در روش شاخص شباهت از دو ویژگی آنتروپی^{۱۲} و انرژی سیگنال استفاده می‌شود. در این مطالعه برای بررسی توانایی روش شاخص شباهت فازی علاوه بر این دو ویژگی به عنوان ایده‌های نو از برخی از ویژگی‌های غیرخطی مانند بُعد فرکتال هیگوجی^{۱۳} و باندهای فرکانسی نیز استفاده شد و نتایج هر یک به طور جداگانه مورد بررسی قرار گرفت.

۴-۱- ویژگی‌های فرکتال

روش هیگوجی برای نخستین بار در سال ۱۹۸۸ به عنوان الگوریتمی مؤثر برای اندازه‌گیری بعد فرکتال دنباله‌های زمان گسسته، ارائه شد. این الگوریتم بعد فرکتال را به طور مستقیم برای سری‌های زمانی محاسبه می‌کند. با فرض $X = \{x[1], x[2], \dots, x[N]\}$ به عنوان یک سری زمانی تک بعدی الگوریتم محاسبه بعد فرکتال هیگوجی به صورت رابطه (۲) خواهد بود [۱۸، ۱۹]:

$$X_i^m = \left\{ x[m], x[m+k], x[m+2k], \dots, x\left[m + \text{int}\left(\frac{N-m}{k}\right) \times k\right] \right\} \quad (2)$$

که k و m اعداد صحیح و $\text{int}(\bullet)$ جزء صحیح بخش • است. k نشان‌دهنده فاصله زمانی گسسته بین نقاط بوده و $m = 1, 2, \dots, k$ نشان‌دهنده مقدار اولیه زمان هستند. بعد فرکتال هیگوجی به عنوان شیب بهترین خط تقریب زده شده به روش کمترین مربع خطا با $\left\{ \ln[L(k)], \ln\left(\frac{1}{k}\right) \right\}$ متناسب است.

¹¹ Symmetric Gaussian Function

¹² Entropy

¹³ Higuchi Fractal Dimension

۳-۴- باندهای فرکانسی

مغز از میلیون‌ها سلول تشکیل شده که هر یک عملی متفاوت را انجام می‌دهند. بنابراین در هر لحظه و در هر جای مغز ترکیب مختلفی از انواع فرکانس‌ها وجود دارد. باندهای فرکانسی به عنوان یکی از ویژگی‌های شناخته شده و رایج در تحلیل سیگنال‌های مغزی به کار گرفته می‌شوند. از این رو در این تحقیق نیز از آنها به عنوان یکی از ویژگی‌های تعیین شاخص شباهت استفاده شده است. باند فرکانسی از ۴-۰/۱ Hz در سیگنال EEG را باند دلتا می‌نامند و در نوزادان و بزرگسالان به هنگام خواب عمیق مشاهده می‌شود. باند تتا فرکانس ۴-۸ Hz را شامل می‌شود که در مواقع خواب عمیق و استراحت، در کودکان و اغلب در همه مناطق مشاهده می‌شود. سیگنال‌ها در باند فرکانسی آلفا در محدوده ۸-۱۳ Hz هستند و مکان‌های توزیع این پتانسیل بر روی سر اغلب در مناطق مرکزی و داخلیست. موج بتا که دارای دامنه اندکی است، در باند فرکانسی ۱۲-۳۰ Hz گسترده شده و دارای زیرباندهای بتای پائینی (۱۳-۱۵ Hz)، بتای میانی (۱۵-۱۸ Hz) و بتای بالا (بیش از ۱۸ Hz) است. در بعضی کاربردها فرکانس‌های بالاتر از ۳۰-۶۰ Hz نیز در نظر گرفته می‌شوند که باند گاما نامیده شده و در همه جای سر مشاهده می‌شود.

۵- روش آماری و پردازش داده

از آنجا که تعداد افراد و کانال‌های مورد بررسی در این پژوهش زیاد بوده است، برای ارزیابی نتایج از نرم‌افزار آماری SPSS^{۱۶} استفاده شد [۲۵]. برای مقایسه میانگین دو یا چند جامعه یا به عبارتی اثر یک متغیر مستقل بر یک متغیر کمی وابسته از آزمون آماری ANOVA^{۱۷} استفاده شده است. در آزمون آماری ANOVA به متغیرهای مستقل و وابسته نیاز داریم بنابراین بهتر است فرضیه خود را طوری مطرح کنیم که وابستگی یا استقلال این متغیرها را نسبت به یکدیگر نشان دهد. به عنوان مثال در این تحقیق فرض H_۰ به این صورت مطرح شده است که نمره هیپنوتیزم‌پذیری افراد مستقل از میزان شباهت نیم‌کره‌های چپ و راست است. به این ترتیب می‌توان گفت که نمره هیپنوتیزم‌پذیری افراد

برای به دست آوردن k_{max} باید این الگوریتم چندین بار با مقادیر مختلف k محاسبه شود و در نهایت برای هر k تعداد k طول به دست می‌آید و سپس میانگین آنها به عنوان طول میانگین محاسبه می‌شود، این عمل تا k_{max} تکرار می‌شود [۲۰، ۲۱].

۲-۴- آنتروپی موجک^{۱۴}

یکی از ویژگی‌هایی که با ویژگی‌های فرکتال تناسب دارد آنتروپیست. ایده آنتروپی نخستین بار در ترمودینامیک مطرح شد اما با توجه به قابلیت‌های آن در سایر شاخه‌های مهندسی نیز مورد استفاده قرار می‌گیرد. آنتروپی به دو صورت از سیگنال استخراج می‌شود که روش اول از روی زمان و با روش هیستوگرام^{۱۵} و دیگری مبتنی بر فرکانس یا موجک است. با توجه به این که آنتروپی موجک از روش‌های رایج در پردازش سیگنال EEG است؛ به عنوان یکی از ویژگی‌ها در این مطالعه انتخاب شده است [۲۲، ۲۳]. برای محاسبه آنتروپی موجک باید سیگنال به باندهای مختلف تجزیه و سپس در یک بازه زمانی توزیع انرژی محاسبه و بر مبنای آن آنتروپی تعریف شود [۲۴].

اگر سیگنال به وسیله فیلتر بانک‌های موجک به J مقیاس تقسیم شود و ضرایب در هر مقیاس $C_{i,j}$ (i معرف زمان و J معرف مقیاس موجک)، باشد آنگاه:

$$E_{i,j} = C_{i,j}^2 \quad (۳)$$

برای محاسبه انرژی در یک بازه زمانی از رابطه (۴) استفاده می‌شود:

$$E_{k,j} = \frac{1}{N_j} \sum_{i=i_0}^{i_0+\Delta t} E_{i,j} \quad (۴)$$

که i_0 مقدار اولیه پنجره زمانی، Δt طول پنجره، k شماره پنجره در طول زمان و N تعداد ضرایب در هر پنجره است. انرژی کل در پنجره k م به صورت جمع انرژی در تمام مقیاس‌هاست.

در حقیقت آنتروپی موجک درجه نظم یا بی‌نظمی یک سیستم را نشان می‌دهد و اطلاعات مفیدی را درباره فرایندهای دینامیک مرتبط با سیگنال فراهم می‌کند. شایان ذکر است در این مقاله تعداد سطوح تجزیه تا سطح ۵ ادامه یافت.

^{۱۴} Wavelet.....

^{۱۵} Histogram

^{۱۶} Statistical Package For The Social Science

^{۱۷} ANalysis Of VAriance

۱-۶- رابطه هیپنوتیزم‌پذیری و فعالیت نیم‌کره‌ها

در نخستین گام از اعمال این روش بر سیگنال هیپنوتیزم، تلاش شد تا رابطه‌ای منطقی و معنادار بین نمره هیپنوتیزم‌پذیری افراد و میزان فعالیت نیم‌کره راست و چپ آنها استخراج شود. به این ترتیب بر اساس نحوه الکتروگذاری استاندارد ۲۰-۱۰ کانال‌هایی که به صورت قرینه در دو نیم‌کره چپ و راست قرار گرفته‌اند انتخاب شدند، این کانال‌ها در جدول ۲ معرفی شده‌اند. برای بررسی دقیق‌تر میزان شباهت بین این زوج کانال‌ها و ایجاد همبستگی بیشتر در سنجش میزان شباهت، همپوشانی در حد ۵۰٪ نیز بین سیگنال‌های مورد مقایسه در نظر گرفته شد.

برای بررسی شباهت، سیگنال‌ها به صورت پنجره به پنجره با یکدیگر مورد مقایسه قرار گرفتند؛ به طوری که ۱/۵ دقیقه نخست سیگنال در یک نیم‌کره با ۱/۵ دقیقه نخست سیگنال در نیم‌کره قرینه آن مقایسه شده و سپس به مقایسه دقیق بعدی پرداخته شد و در نهایت از نتایج شباهت به دست آمده در پنجره‌ها میانگین‌گیری شد و به عنوان شباهت کلی سیگنال در نیم‌کره و زوج کانال‌های انتخاب شده در نظر گرفته شد. طول سیگنال‌های مورد بررسی در این حالت ۱۵ دقیقه بوده است. طول پنجره‌ها پس از انجام چند مرحله آزمون و خطا به اندازه ۱/۵ دقیقه انتخاب شد. نتایج این آزمون در جدول ۳ نشان داده شده است. اگرچه وجود رابطه معنادار میان کانال‌های دیگری نیز تأیید شده بود، اما با توجه به معیار ROC و مبنای سطح زیر نمودار بیش از ۰/۷ که در نمودار ROC در نظر گرفته شده، تنها یک جفت کانال رابطه‌ای قوی را نشان داده‌اند.

جدول ۲- ترکیب زوج کانال‌های مورد بررسی در

نیم‌کره چپ-راست

شماره زوج کانال	زوج کانال
CL-CR۱	FP۱ و FP۲
CL-CR۲	F۳ و F۴
CL-CR۳	F۷ و F۸
CL-CR۴	T۳ و T۴
CL-CR۵	C۳ و C۴
CL-CR۶	T۵ و T۶
CL-CR۷	P۳ و P۴
CL-CR۸	O۱ و O۲

و میزان شباهت میان نیم‌کره‌های چپ و راست به عنوان پارامترهای مستقل از یکدیگر در نظر گرفته شده‌اند. بنابراین با در نظر گرفتن این فرض در صورتی که با اجرای آزمون ANOVA فرض H₀ رد شود؛ یعنی بین نمره هیپنوتیزم‌پذیری افراد و میزان شباهت نیم‌کره‌های چپ و راست رابطه‌ای معنادار وجود دارد. در سایر بررسی‌هایی که در این مطالعه انجام شدند نیز نمره هیپنوتیزم‌پذیری و پارامتر مورد نظر به عنوان پارامترهای مستقل در نظر گرفته می‌شوند مگر آنکه فرض انجام شده رد شود که به معنای مستقل نبودن پارامترهای مفروض و در نتیجه وابستگی آنهاست.

برای اطمینان از قدرت ویژگی‌ها و زوج کانال‌های انتخاب شده به وسیله روش آماری ANOVA، از نمودار ROC^{۱۸} استفاده شده است. محورهای عمودی و افقی این نمودار به ترتیب "صحت" و "یک منهای حساسیت" هستند. اگر سطح زیر این نمودار از مقدار ۰/۷ بیشتر باشد نشان‌دهنده قدرت تفکیک‌کنندگی ویژگی انتخاب شده خواهد بود.

۶- پیاده‌سازی

در این مقاله از ویژگی‌های مختلفی برای پیاده‌سازی روش شاخص شباهت فازی، استفاده شده است. در مرحله اول این روش با استفاده از ویژگی‌های رایج یعنی انرژی و آنتروپی و در مراحل بعد به عنوان ایده‌ای جدید از ویژگی‌های دیگر شامل ویژگی‌های خطی، غیرخطی و ترکیب آنها استفاده شد. این ویژگی‌ها در جدول ۱ نمایش داده شده‌اند. شایان ذکر است برای نمایش بهتر نتایج به دست آمده در این مقاله در جداول نتایج ۲ تا ۹، از شماره اختصاص داده شده به هر ویژگی در جدول ۱ استفاده شده است.

جدول ۱- ترکیب ویژگی‌های مورد استفاده در تحقیق

شماره ویژگی	ویژگی
F۱	انرژی، آنتروپی
F۲	آنتروپی، هیگوچی
F۳	آنتروپی، هیگوچی، فرکانس پائین
F۴	آنتروپی، هیگوچی، فرکانس بالا
F۵	آنتروپی، هیگوچی، فرکانس پائین و بالا
F۶	فرکانس پائین
F۷	فرکانس بالا

¹⁸ Receiver Operating Characteristic

جدول ۳- سطح زیر منحنی ROC کانال‌های متمایز در نیم‌کره

چپ-راست (مقایسه میانگین زمانی شباهت‌ها)

ویژگی	میزان معناداری	سطح زیر منحنی ROC
F۳	۰/۰۱۱ (CL-CR۵)	۰/۷۵۳
عبارت درون پراتنز نشان‌دهنده زوج کانال متمایز است.		

جدول ۴- ترکیب زوج کانال‌های مورد بررسی در

لوب قدامی-خلفی

شماره زوج کانال	زوج کانال
CF-CB۱	O۱ و FP۱
CF-CB۲	O۲ و FP۲
CF-CB۳	P۳ و F۳
CF-CB۴	P۴ و F۴
CF-CB۵	T۵ و FV
CF-CB۶	T۶ و FA
CF-CBV	PZ و FZ

دومین آزمون برای یافتن رابطه‌ای معنادار میان نمره هیپنوتیزم‌پذیری و رفتارهای مختلف مغز، بررسی میزان شباهت بین لوب‌های قدامی-خلفی بوده است.

تحقیقات انجام شده نشان داده است که باند فرکانسی تتا، شاخص آرامش یافتن در هیپنوتیزم و باند آلفا شاخص تجربه کردن هیپنوتیزم و هیپنوتیزم‌پذیری است [۵]. مکان‌های توزیع فرکانس آلفا بر روی سر اغلب در مناطق مرکزی و داخلی است و در صورتی که چشم‌ها بسته باشند در قسمت پس سری با قدرت بیشتر ظاهر می‌شود. از این رو در ادامه بررسی رابطه درجه هیپنوتیزم‌پذیری و میزان فعالیت نیم‌کره‌های مغزی، مغز به دو لوب قدامی-خلفی تقسیم شد تا با توجه به قدرت سیگنال آلفا در ناحیه پس‌سری در حالت هیپنوتیزم، رابطه میان فعالیت مغزی و میزان هیپنوتیزم‌پذیری فرد را در این نواحی از مغز بیابیم. طبق روند انجام شده در نخستین مرحله بر اساس نحوه الکتروگذاری استاندارد ۲۰-۱۰ کانال‌های قرینه در لوب‌های قدامی و خلفی، انتخاب شدند. نحوه مقایسه الکترودها در جدول ۴ نشان داده شده است. در این حالت از میان ۱۹ کانال موجود برای ثبت EEG، ۱۴ کانال انتخاب شدند و بار دیگر برای بررسی دقیق‌تر میزان شباهت بین این کانال‌ها و ایجاد همبستگی بیشتر در سنجش میزان شباهت، همپوشانی در حد ۵۰٪ نیز بین سیگنال‌های مورد مقایسه در نظر گرفته شد. طول پنجره‌ها در این حالت نیز مشابه مقایسه نیم‌کره‌های راست-چپ در نظر گرفته شده و نحوه مقایسه سیگنال‌ها از نظر سیگنال مرجع و آزمون نیز مطابق با منطقیست که در مقایسه نیم‌کره‌های چپ-راست رعایت شده است. نتایج این آزمون در جدول ۵ نشان داده شده است. در این حالت نیز مانند نیم‌کره چپ و راست تنها یک جفت کانال رابطه‌ای قوی را نشان دادند.

جدول ۵- سطح زیر منحنی ROC کانال‌های متمایز در لوب

قدامی-خلفی (مقایسه میانگین زمانی شباهت‌ها)

ویژگی	میزان معناداری	سطح زیر منحنی ROC
F۱	۰/۰۴۲ (CF-CB۶)	۰/۷۲۱
عبارت درون پراتنز نشان‌دهنده زوج کانال متمایز است.		

۲-۶- رابطه هیپنوتیزم‌پذیری و فعالیت نیم‌کره‌ها در

بستر زمان

در مرحله قبل اگر چه سیگنال‌ها به صورت پنجره به پنجره با یکدیگر مقایسه شدند اما در نهایت از میانگین شباهت آنها به منظور بررسی وجود رابطه منطقی میان نمره هیپنوتیزم‌پذیری و نیم‌کره‌های چپ-راست و لوب قدامی-خلفی استفاده شد. این کار مزایا و معایب خود را دارد. اگرچه میانگین‌گیری در این حالت باعث افزایش سرعت تحلیل می‌شود اما زمان رویدادهای مهم و معنادار مشخص نخواهد شد.

در ادامه این تحقیق به جای آنکه از روش میانگین‌گیری استفاده کنیم و به نوعی اثر زمان را در مقایسه‌ها خنثی کنیم، هر پنجره زمانی را به صورت جداگانه مورد بررسی قرار دادیم. بنابراین تمام مراحل (نوع سیگنال مورد مقایسه و ویژگی‌ها) مشابه حالت قبل بوده و تنها تفاوت در این است که به جای میانگین شباهت سیگنال‌ها در طول زمان، این سیگنال‌ها به صورت پنجره به پنجره با طول‌های مشخص با یکدیگر مقایسه شدند. یعنی در این حالت علاوه بر آنکه نوع ویژگی و زوج کانالی (ناحیه‌ای از مغز) که قابلیت تمایز دارند

طبقه‌بندی‌کننده به‌کار روند. نتایج به‌دست آمده در حالت مقایسه پنجره به پنجره و نتایج متناظر آنها که شامل مقایسه میانگین شباهت هستند؛ به‌طور نسبی نشان می‌دهند که ویژگی‌های با توانایی ایجاد تمایز در هر دوی این حالت‌ها دارای پاسخ بوده‌اند و در مواردی که میانگین زمانی شباهت کانال‌های بیشتری را انتخاب کرده‌اند، تعداد پنجره‌های زمانی که در آنها رویداد مهمی اتفاق افتاده بیشتر بوده است. نمونه بارز این حالت در ویژگی آنتروپی، هیگوجی و فرکانس بالا در لوب قدامی- خلفی و ویژگی آنتروپی، هیگوجی و فرکانس پائین در نیم‌کره چپ- راست است. این نتایج در جدول‌های ۶ و ۷ نشان داده شده‌اند (اعداد درون پرانتز نشان‌دهنده زوج کانال‌های متمایز است).

البته تمام نتایج ارائه شده در انتهای مقاله مربوط به نتایج نهایی به‌دست آمده پس از غربال انجام شده به‌وسیله نمودار ROC است، که طبیعتاً فقط مواردی که سطح زیر نمودار آنها بیشتر از ۰/۷ بوده انتخاب شده‌اند. اما اگر پاسخ اولیه را که توسط روش آماری ANOVA تأیید شده بود و صرفاً وجود رابطه معنادار (اعم از رابطه قوی یا ضعیف) را در نظر بگیریم می‌توان گفت که در تمام زمان‌ها رابطه‌ای معنادار میان شباهت فعالیت نیم‌کره‌ها و درجه هیپنوتیزم‌پذیری افراد وجود داشته است.

برای ما اهمیت داشته، زمان وقوع تمایز نیز مد نظر بوده تا مشخص شود در چه زمانی این اتفاق روی داده است.

پس از آنکه شباهت کانال‌ها در هر دو حالت (مقایسه میانگین زمانی شباهت‌ها و مقایسه پنجره به پنجره) محاسبه شد، نتایج به‌دست آمده به‌وسیله آزمون ANOVA مورد تحلیل قرار گرفتند تا مشخص شود که آیا رابطه معناداری میان نمره هیپنوتیزم‌پذیری افراد و شباهت میان فعالیت نیم‌کره‌های چپ-راست یا لوب قدامی-خلفی وجود دارد یا خیر. آزمون ANOVA نشان داد که برخی از این زوج کانال‌ها در بعضی از ترکیب‌های ویژگی که در روش شاخص شباهت مورد استفاده قرار گرفته بودند رابطه معناداری را نشان می‌دهند؛ اما از آنجا که وجود رابطه معنادار لزوماً به معنی قوی بودن رابطه نیست و نمی‌توان با اطمینان از آنها به عنوان ویژگی‌های طبقه‌بندی‌کننده استفاده کرد، از نمودار ROC برای غربال این کانال‌های متمایز استفاده کردیم. به این ترتیب تنها کانال‌ها و ویژگی‌هایی به عنوان برترین‌ها انتخاب شدند که در هر دو مرحله آزمون ANOVA و ROC پاسخ‌های خوبی را نشان دادند. در نهایت زوج کانال‌ها و ویژگی‌هایی که در آنها رابطه معناداری میان نمره هیپنوتیزم‌پذیری و شباهت فعالیت نیم‌کره‌ها بروز کرد؛ انتخاب شدند تا در مرحله بعد از آنها به عنوان ویژگی‌های

جدول ۶- سطح زیر منحنی ROC در مقایسه پنجره به پنجره نیم‌کره چپ و راست

نوع ویژگی	پنجره ۱	پنجره ۲	پنجره ۳	پنجره ۴	پنجره ۵	پنجره ۶	پنجره ۷	پنجره ۸	پنجره ۹
F۳	*	*	*	*	*	*	*	۰/۷۲۹ (۳)	۰/۷۰۸ (۷)
F۴	۰/۷۸۱ (۴)	*	*	*	۰/۷۴۹ (۴)	*	۰/۷۸۵ (۴)	۰/۷۹۸ (۳)	*
F۵	*	*	*	*	*	۰/۷۴۱ (۳)	*	*	*
F۶	*	*	*	*	۰/۷۰۱ (۴)	*	*	*	*

* نشان‌دهنده معنادار نبودن رابطه است

جدول ۷- سطح زیر منحنی ROC در مقایسه پنجره به پنجره لوب قدامی و خلفی

نوع ویژگی	پنجره ۱	پنجره ۲	پنجره ۳	پنجره ۴	پنجره ۵	پنجره ۶	پنجره ۷	پنجره ۸	پنجره ۹
F۱	*	*	*	*	*	*	*	*	۰/۷۸۸ (۳)
F۲	*	*	*	۰/۷۷۱ (۶)	۰/۷۵۴ (۶)	*	*	*	۰/۷۰۴ (۶)
F۳	۰/۷۳۸ (۵)	*	*	*	*	*	*	*	*

* نشان‌دهنده معنادار نبودن رابطه است

۷- طبقه‌بندی به روش K نزدیک‌ترین همسایه

در این مرحله برای بررسی قدرت ویژگی‌های انتخاب شده در تمایز انواع گروه‌های هیپنوتیزم‌پذیری از کانال‌های منتخب هر دو آزمون ANOVA و نمودار ROC به عنوان ویژگی‌های طبقه‌بندی‌کننده استفاده کردیم و به روش طبقه‌بندی K نزدیک‌ترین همسایه به طبقه‌بندی گروه‌های مختلف هیپنوتیزم‌پذیری پرداختیم. دلیل استفاده از این روش به عنوان طبقه‌بندی‌کننده، کم بودن حجم داده‌ها برای طبقه‌بندی و همچنین سادگی این روش به عنوان یک طبقه‌بندی‌کننده بوده است. روند اعتبارسنجی بر مبنای قانون ^{19}LOO بوده است به این ترتیب که هر بار یکی از داده‌ها کنار گذاشته شده‌اند و سایر داده‌ها به عنوان داده‌های آموزش به طبقه‌بندی‌کننده داده شده‌اند [۲۶]. به این ترتیب طبقه‌بند از همان ابتدا کل داده‌ها را نمی‌خواند و به‌وسیله همه داده‌ها آموزش نمی‌بیند که مبنای ارزیابی طبقه‌بندی‌کننده نیز همین نکته بوده است، در واقع هر بار یک داده جدید که طبقه‌بندی‌کننده آن را ندیده است وارد سیستم می‌شود و عمل طبقه‌بندی انجام می‌شود. با توجه به این که تعداد داده‌های گروه‌های مورد بررسی به ترتیب ۴، ۱۵ و ۱۳ بودند. بیشترین مقداری که برای K طبقه‌بندی در نظر گرفتیم برابر با حداکثر تعداد داده کمترین گروه، یعنی ۴ است. این آزمون را برای K با مقادیر ۱، ۲، ۳ و ۴ اجرا کردیم. بهترین نتایج مربوط به ۱ و $K=2$ بوده است که در تمام موارد نتایج یکسانی را داشتند و ۴ و $K=3$ در تمام موارد نتایج ضعیف‌تری را نشان دادند. نتایج این مرحله در جدول‌های ۸ تا ۱۱ نشان داده شده است.

۸- نتایج و بحث

در این مقاله از روش شاخص شباهت فازی برای یافتن الگوی خاص میان گروه‌های مختلف هیپنوتیزم‌پذیری استفاده شد و بر اساس داده‌های ثبت شده [۶] روش شاخص شباهت فازی پیاده‌سازی شد. برای مشخص کردن وجود رابطه معنادار میان سیگنال هیپنوتیزم در نیم‌کره‌های چپ و راست و لوب‌های قدامی-خلفی (هر یک به‌صورت جداگانه) و نمره هیپنوتیزم‌پذیری آنها از روش آماری ANOVA استفاده شد.

برای اطمینان بیشتر از توانایی این کانال‌ها در ایجاد تمایز از نمودار ROC استفاده کردیم. به این ترتیب کانال‌های برگزیده در روش آماری، بار دیگر توسط نمودار ROC غربال شدند تا بهترین و قوی‌ترین نتایج انتخاب شوند. از آنجا که کانال‌های به کار رفته برای طبقه‌بندی طی دو مرحله آزمون آماری ANOVA و نمودار ROC غربال شده بودند، همگی نتایج قابل قبولی را در تفکیک گروه‌ها از خود نشان دادند؛ جز در گروه هیپنوتیزم‌پذیری پائین که به دلیل کم بودن تعداد داده‌های این گروه نسبت به دو گروه دیگر چنین نتایجی قابل پیش‌بینی بود.

نتایج مقایسه فعالیت نیم‌کره‌های چپ-راست نشان می‌دهد که در ویژگی‌های فرکانس بالا و پائین و ترکیب این ویژگی‌ها با ویژگی‌های آنتروپی، هیگوچی، میان نمره هیپنوتیزم‌پذیری افراد و شباهت بین نیم‌کره چپ و راست در کانال‌های C_3 و C_4 رابطه معناداری وجود دارد. در لوب‌های قدامی-خلفی نیز ویژگی فرکانس پائین و ترکیب ویژگی‌های آنتروپی، هیگوچی و فرکانس پائین توانایی ایجاد تمایز بین نیم‌کره‌ها را ندارد و در این ویژگی نمره هیپنوتیزم‌پذیری افراد از شباهت موجود بین لوب‌های قدامی و خلفی مستقل است.

جدول ۸- نتایج طبقه‌بندی‌کننده کانال منتخب نیم‌کره چپ و راست

با ویژگی‌های آنتروپی، هیگوچی و فرکانس پائین، $K=1$

(مقایسه میانگین زمانی شباهت‌ها)

نوع هیپنوتیزم‌پذیری	C_3 و C_4
پائین	۵۰
متوسط	۹۳/۳۳
بالا	۹۲/۳۳
درصد کل	۸۷/۵

جدول ۹- نتایج طبقه‌بندی‌کننده کانال منتخب لوب قدامی و

خلفی با ویژگی‌های انرژی و آنتروپی، $K=1$

(مقایسه میانگین زمانی شباهت‌ها)

نوع هیپنوتیزم‌پذیری	F_8 و T_6
پائین	۵۰
متوسط	۹۳/۳۳
بالا	۱۰۰
درصد کل	۹۰/۶۳

¹⁹ Leave One Out

جدول ۱۰- نتایج طبقه‌بندی‌کننده پنجره و کانال‌های منتخب نیم‌کره راست و چپ با ویژگی‌های مختلف؛ $K=1$ ، (مقایسه پنجره به پنجره)، اعداد درون پرانتز نشان‌دهنده نوع ویژگی انتخاب شده هستند.

نوع ویژگی									
		(۶)	(۵)	(۴)	(۴)	(۴)	(۴)	(۱)	(۳)
شماره پنجره		۵	۶	۸	۷	۵	۱	۹	۸
شماره زوج کانال		۴	۳	۳	۴	۴	۴	۷	۳
هیپنوتیزم پذیری %	پائین	۵۰	۷۵	۷۵	۵۰	۷۵	۵۰	۷۵	۵۰
	متوسط	۹۳	۹۳	۹۳	۹۳	۹۳	۹۳	۹۳	۹۳
	بالا	۱۰۰	۹۲	۱۰۰	۱۰۰	۹۲	۱۰۰	۱۰۰	۹۲
	درصد کل	۹۱	۹۱	۹۴	۹۱	۹۱	۹۱	۹۴	۸۸

جدول ۱۱- نتایج طبقه‌بندی‌کننده پنجره و کانال‌های منتخب لوب قدامی و خلفی با ویژگی‌های مختلف؛ $K=1$ (مقایسه پنجره به پنجره)

نوع ویژگی						
		(۳)	(۲)	(۲)	(۲)	(۱)
شماره پنجره		۱	۹	۵	۴	۹
شماره زوج کانال		۵	۶	۶	۶	۳
هیپنوتیزم پذیری %	پائین	۵۰	۵۰	۵۰	۵۰	۷۵
	متوسط	۹۳/۳	۹۳	۹۳	۹۳	۹۳
	بالا	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰
	درصد کل	۹۰/۶	۹۱	۹۱	۹۱	۹۴

در قسمت سوم این تحقیق بر اساس ویژگی‌ها و زوج کانال‌های منتخب طبقه‌بندی افراد به گروه‌های مختلف هیپنوتیزم‌پذیری انجام شد که بیشترین و کمترین درصد طبقه‌بندی به ترتیب برابر با ۹۴٪ و ۸۷/۵٪ بوده است.

۹- نتیجه‌گیری

نتایج حاصل از مقایسه نیم‌کره‌های چپ و راست (جدول ۴) نشان می‌دهد که زوج کانال C۳ و C۴ با ویژگی‌های آنتروپی، هیگوجی و فرکانس پائین بیشترین شباهت را در حالت هیپنوتیزم از خود نشان داده‌اند. این زوج کانال بر روی خط میانی که سر را به دو لوب قدامی و خلفی تقسیم می‌کند قرار گرفته‌اند. با توجه به این که فرکانس پائین شامل باندهای دلتا، تتا، آلفا است و باند تتا در همه نقاط سر قابل مشاهده است؛ انتخاب چنین زوج کانالی توجیه‌پذیر خواهد بود. در مقایسه لوب قدامی و خلفی (جدول ۵)، زوج کانال F۸ و T۶ بیشترین میزان شباهت را داشته‌اند که تأییدی بر فعالیت بیشتر نیم‌کره راست در حالت هیپنوتیزم است [۸].

مقایسه نتایج مقایسه میانگین شباهت‌ها و مقایسه پنجره به پنجره در بستر زمان به‌طور نسبی نشان می‌دهد که ویژگی‌هایی که توانایی ایجاد تمایز دارند در هر دو حالت دارای پاسخ‌هایی بوده‌اند و در مواردی که میانگین‌ها کانال‌های بیشتری را انتخاب کرده‌اند، تعداد پنجره‌های زمانی که در آنها رویداد مهمی اتفاق افتاده بیشتر بوده است. نمونه بارز این حالت در ویژگی آنتروپی، هیگوجی و فرکانس بالا در لوب قدامی و خلفی و ویژگی آنتروپی، هیگوجی و فرکانس پائین در نیم‌کره چپ و راست است.

از دیدگاه زمان وقوع رویدادهای معنادار در لوب‌های قدامی-خلفی و نیم‌کره‌های چپ و راست، می‌توان گفت که با در نظر گرفتن تمام ویژگی‌ها تقریباً در همه زمان‌ها رویداد معناداری اتفاق افتاده و تمایزی صورت گرفته است، در واقع گسستگی میان رویدادهای معنادار اتفاق نیفتاده و تقریباً در هر برهه از زمان می‌توان کانال متمایزی را به‌وسیله یکی از ویژگی‌ها در نظر گرفت.

به ترتیب برابر با ۹۴٪ و ۸۷/۵٪ بوده است. نتایج تحقیقات انجام شده توسط مطیع نصرآبادی [۶] نشان می‌دهد که بهترین نتایج طبقه‌بندی افراد به گروه‌های هیپنوتیزم‌پذیری مربوط به ویژگی‌های همدوسی^{۲۰}، آنتروپی موجک، بعد فرکتال و طیف توان نسبی بوده که نتایج این ویژگی‌ها بالای ۸۰٪ و زیر ۹۰٪ است.

در مقایسه با سایر نتایج نیز می‌توان گفت که ری [۳، ۴] سعی در تفکیک افراد با قابلیت هیپنوتیزم‌پذیری پائین و بالا داشته است که در تحقیق خود از ۱۸ نفر (۱۱ نفر با قابلیت هیپنوتیزم‌پذیری بالا و ۷ نفر با قابلیت هیپنوتیزم‌پذیری پائین) استفاده کرده و سعی در تفکیک افراد این دو گروه با روش‌های شبکه عصبی MLP^{۲۱} و تفکیک کننده‌های خطی داشته است. نتایج وی برای شبکه عصبی حدود ۹۴٪ و برای تفکیک خطی ۷۲٪ بوده است. ویژگی مورد استفاده توسط ری [۳، ۴] طیف توان و باند تتا بوده است. البته باید به این نکته توجه داشت که ری به طبقه‌بندی دو گروه هیپنوتیزم‌پذیری پرداخته است و تحقیقات ما در مورد هر سه گروه انجام شده است که افزایش یک گروه خود طبیعتاً بر نتایج تاثیر خواهد داشت.

در این تحقیق بر اساس ویژگی‌ها و زوج کانال‌های منتخب بیشترین و کمترین درصد طبقه‌بندی به ترتیب برابر با ۹۴٪ و ۸۷/۵٪ بوده که در مقایسه با نتایج به دست آمده توسط مطیع نصرآبادی [۶] و ری [۳، ۴] نتایج بهبود یافته است.

علاوه بر این در تحقیقات مختلف انجام شده بر روی سیگنال هیپنوتیزم مشخص شده که نیم‌کره راست در حالت هیپنوتیزم فعالیت بیشتری پیدا می‌کند، برخی از کانال‌ها مانند O_۱ و O_۲ همواره در حالت هیپنوتیزم مورد توجه بوده است. در این تحقیق نیز در بسیاری از موارد تمرکز کانال‌ها در قسمت راست بوده و این زوج کانال‌ها فعالیت بیشتری را نسبت به سایر کانال‌ها از خود نشان داده‌اند.

برای بالاتر بردن اعتبار نتایج بهتر است که از افراد بیشتری سیگنال ثبت کرد. با توجه به این که نتایج طبقه‌بندی در گروه‌های هیپنوتیزم‌پذیر متوسط و بالا قابل قبول و در گروه هیپنوتیزم‌پذیر پائین نتایج چندان مطلوب نبود، می‌توان انتظار داشت که با افزایش تعداد داده‌ها به ویژه در این گروه

جدول ۶ نشان دهنده رابطه میان هیپنوتیزم‌پذیری در نیم‌کره‌های چپ و راست در بستر زمان است. ویژگی‌های F_۳ (آنتروپی، هیگوجی، فرکانس پائین)، F_۴ (آنتروپی، هیگوجی، فرکانس بالا)، F_۵ (آنتروپی، هیگوجی، فرکانس پائین و بالا)، F_۶ (فرکانس پائین) بیشترین میزان شباهت را میان زوج کانال‌ها نشان داده‌اند. این ویژگی‌ها طیف فرکانسی پائین را در بر می‌گیرند که نتایج به دست آمده در تحقیقات پیشین [۵] را تأیید می‌کند، زیرا در حالت هیپنوتیزم باندهای فرکانسی دلتا و تتا فعالیت بیشتری از خود نشان می‌دهند. کانال‌های انتخاب شده به وسیله این ویژگی‌ها شامل جفت کانال P_۳ و P_۴ است که در قسمت پس‌سری قرار گرفته است و این در حالیتیست که باند فرکانسی آلفا که در حالت هیپنوتیزم فعالیت بیشتری دارد، در قسمت پس‌سری مشاهده می‌شود. جفت کانال‌های F_۷، F_۸ و T_۳، T_۴ به ترتیب در قسمت قدامی و خط مرکزی سر قرار گرفته‌اند که با توجه به ویژگی‌هایی که این کانال‌ها را انتخاب کرده‌اند (F_۵، F_۶ و F_۶) باند تتا و گاما را شامل می‌شوند که در همه نقاط سر قابل مشاهده هستند. از دیدگاه زمان پدیدار شدن رابطه معنی‌دار قوی میان نیم‌کره‌های چپ و راست می‌توان گفت که از پنجره ۵ (دقیقه ۷/۵) به بعد شباهت میان نیم‌کره‌ها افزایش یافته که نشان‌دهنده این واقعیت است که هر چه زمان به جلوتر پیش می‌رود و عمق هیپنوتیزم افزایش می‌یابد؛ شباهت میان نیم‌کره‌ها نیز افزایش می‌یابد.

در جدول ۷ که نتایج مقایسه لوب‌های قدامی و خلفی را در بستر زمان نشان می‌دهد جفت کانال F_۸ و T_۶ بیشترین میزان شباهت را از خود نشان داده‌اند. نکته جالب توجه این است که در مقایسه میانگین شباهت کانال‌ها (جدول ۴) نیز همین زوج کانال به عنوان کانال‌های منتخب اعلام شده‌اند و قرار گرفتن آنها در نیم‌کره راست نشان‌دهنده فعالیت بیشتر این نیم‌کره است.

از دیدگاه طبقه‌بندی افراد به گروه‌های مختلف هیپنوتیزم‌پذیری با استفاده از زوج کانال‌های منتخب در مراحل قبل (کانال‌های انتخاب شده در مقایسه میانگین شباهت‌ها و بستر زمان) بیشترین و کمترین درصد طبقه‌بندی

²⁰ Coherency²¹ Multilayer Perceptrons

Comparison of three nonlinear seizure prediction methods by means of the seizure prediction characteristic, *Physica*, 2004; D 194: 357-368.

- [12] Li X. and Ouyang G., Nonlinear similarity analysis for epileptic seizures prediction, *aCERCIA*, School of Computer Science, Nonlinear Analysis, 2006; 64 (15): 1666-1678.
- [13] Li X., Yao X., Application of Fuzzy Similarity to Prediction of Epileptic Seizures Using EEG Signals, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, LNAI 3613, 2005: 645 – 652.
- [14] Toliás Y.A., Panas S.M., Tsoukalas L.H., Generalized fuzzy indices for similarity matching, *Fuzzy Sets and Systems*, 2201; 120 (2): 255-270.
- [15] Lee-Kwang H., Song Y-S., Lee. K-M., Similarity measure between fuzzy sets and between elements, *Fuzzy Sets and Systems*, 1993; 62 (3): 291-293.
- [16] Elif Derya Übeyli, Fuzzy Similarity Index for Discrimination of EEG Signals, EMBS Annual International Conference, New York City, USA, 2006, Aug 30-Sept 3.
- [17] Guler I., Ubeyli E.D., Analysis of Doppler ultrasound signals based on fuzzy similarity index, *Expert Systems with Applications*, 2006; 31(1): 130-136.
- [18] Lee J-S., Fractal Analysis of EEG in Hypnosis and its Relationship with Hypnotizability, *Intl. Journal of Clinical and Experimental Hypnosis*, 2007; 55(1): 14–31.
- [19] Gómez C., Mediavilla A., Hornero R., Abásolo D., Fernández A., Use of the Higuchi's fractal dimension for the analysis of MEG recordings from Alzheimer's disease patients, *Med Eng Phys, Medical Engineering Physics*, 2009; 31(3): 306-13. Epub 2008 Aug 3.
- [20] Li X., Kapisiris P.G., Polygiannakis J., Eftaxias K.A., Yao X., Fractal spectral analysis of pre-epileptic seizures phase: in terms of criticality. *Journal of Neural Engineering*, 2005; 2 (b): 6–11.
- [21] Accardo A., Affinito M., Carrozzi M., Bouquet F., Use of fractal dimension for the analysis of electroencephalographic time series, *Biol Cybern*, 1997; 77: 339–50.
- [22] Cvetkovic D., Übeyli E.D., Cosic I., Wavelet transform feature extraction from human PPG, ECG, and EEG signal responses to ELF PEMF exposures: A pilot study, *Digital Signal Processing*, 2008; 18 (5): 861-874.
- [23] Adeli H., Zhou Z., Dadmehr N., Analysis of EEG records in an epileptic patient using wavelet transform, *J. Neuroscience Methods*, 2003; 123 (1): 69-87.
- [24] Ouyang G., Li X., Li Y., Guan X., Application of wavelet-based similarity analysis to epileptic seizures prediction, *Computers in Biology and Medicine*, 2007; 37 (4): 430-437.
- [۲۵] صادقی علی، آشنایی با نرم‌افزار تجزیه و تحلیل SPSS، انتشارات جهاد دانشگاهی، ۱۳۸۵: ۱۶۳-۱۵۲.
- [26] Xu W., Guan C., Siong C.E., Ranganatha S., Thulasidas M. and Wu J., High accuracy classification of EEG signal, *Intl. Conference on Pattern Recognition*, 2004: 391-394.

نتایج بهتری حاصل شود.

با توجه به اینکه ویژگی‌های غیرخطی در این تحقیق توانایی خوبی در ایجاد تمایز میان گروه‌های مختلف هیپنوتیزم‌پذیری نشان دادند، پیشنهاد می‌شود که ویژگی‌های غیرخطی دیگر نیز با این روش مورد بررسی قرار گیرند.

مراجع

- [۱] هربرت اشپیگل، گرین لیف مارسیا، اشپیگل دیوید، تحویل روان‌شناسی، ترجمه: علی شریفی، عنایت شهیدی، کامبیز عبقری؛ زیر چاپ.
- [2] Bowers K. S., Waterloo-Stanford Group Scale of Hypnotic Susceptibility, Form C: Manual and Response Booklet, *International Journal of Clinical Hypnosis*, 1998; 3: 250-268.
- [3] Ray W.J., Understanding Hypnosis and Hypnotic Susceptibility from a Psychophysiological Perspective, 5th Internet Word Congress for Biomedical Sciences, INABIS98, December 7-16 1998; available at: <http://www.mcmaster.ca/inabis98>.
- [4] De Pascalis V., Rayb W.J., Tranquillo I., D'Amico D., EEG activity and heart rate during recall of emotional events in hypnosis: relationships with Hypnotizability and suggestibility, *International Journal of Psychophysiology*, 1998; 29: 255-275.
- [5] Galbraith G.C., Electroencephalography and Hypnotic Susceptibility, *Journal of Comparative and Physiological Psychology*, 1970; 72: 125-136.
- [۶] مطیع‌نصرآبادی علی، ارزیابی کیفی و کمی تغییرات هوشیاری و عمق هیپنوتیزم به کمک پردازش هوشمند سیگنال EEG. پایان‌نامه دکترا، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، ۱۳۸۲.
- [7] Apple P.R., Bleiberg J., Pain Reduction is Related to Hypnotizability but not to Relaxation or to Reduction in Suffering: A Preliminary Investigation, Psychology Service, National Rehabilitation Hospital, Washington, DC 20010, USA, 2006.
- [8] PHD - Professional Hypnosis Databank - Maryland Family Hypnosis, Copyright (C) Alberto Torelli, 1996-2011, <http://family-hypnosis.com/docs/allPublicationHypnosis.pdf>.
- [9] Egner T., Jamieson G., Gruzelier J.H., Hypnosis decouples cognitive control from conflict monitoring processes of the frontal lobe, *Neuroimage*, 2005; 27: 969-978.
- [10] Fingelkurts A.A., Kallio S., Revonsuo A., Hypnosis induces a changed composition of brain oscillations in EEG, *Contemp. Hypnosis*, 2007; 24(1): 3–18.
- [11] Maiwald T., Winterhalder M., Aschenbrenner-Scheibe A., Voss H.U., Schulze-Bonhage A., Timmer J.,