



## **Sparse Coding Classification and Analytic EEG Signal Representation for Obsessive Compulsive Disorder Detection**

**Manzari, Farzaneh<sup>1</sup> / Ghaderyan, Peyvand<sup>2\*</sup>**

<sup>1</sup> - M.Sc. Student, Faculty of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

<sup>2</sup> - Associate Professor, Computational Neuroscience Laboratory, Faculty of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

### **ARTICLE INFO**

DOI: 10.22041/ijbme.2022.542095.1733

Received: 3 November 2021

Revised: 2/3/2022 – 27/3/2022

Accepted: 3 April 2022

### **KEYWORDS**

*Empirical Mode  
Decomposition (EMD)  
Statistical Features  
Non-Negative Least  
Square Sparse (NNLS)  
Amplitude Envelope  
Phase Spectra  
Flanker Task*

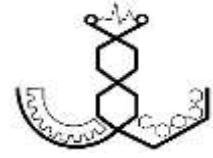
### **ABSTRACT**

Obsessive-Compulsive Disorder (OCD) is the fourth most common mental disorder and the tenth cause of disability worldwide. This disorder can lead to cognitive impairments in attention, memory, thinking, auditory processing of words and visual cognition. Previous studies have demonstrated that OCD is associated with changes in connectivity between different lobes of the brain. Hence, the quantification of symmetry and connectivity between different brain regions has attracted great attention. This study has provided a new efficient approach based on analytic representation of EEG signals and statistical features to quantify the difference of intrinsic components of brain activity between brain lobes. For this purpose, phase spectra and amplitude envelopes of the analytic EEG signals have been extracted and analyzed. Furthermore, Non-Negative Least Square sparse classification method has been used for discriminating between healthy control group and OCD patients. The detection capability of the proposed method has been studied in 19 healthy subjects and 11 patients, performing simple flanker tasks. The obtained results have demonstrated the effectiveness of the combined amplitude and phase information in OCD detection with high average accuracy rate of 93.78 %. In comparison between different regions, the inter-hemispheric features and those extracted from the frontal lobe and frontal-parietal network have shown more efficiency in diagnosing the OCD. This study has also highlighted more importance of amplitude information in the OCD detection.

### **\*Corresponding Author**

<b>Address</b>	Computational Neuroscience Laboratory, Faculty of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran		
<b>Postal Code</b>	51335-1996	<b>Tel</b>	+98-41-33458421
<b>E-Mail</b>	p_ghaderyan@sut.ac.ir	<b>Fax</b>	+98-41-33444360





## روش طبقه‌بندی کدینگ تنک و نمایش تحلیلی سیگنال الکتروانسفالوگرام برای تشخیص اختلال وسواس اجباری

منظری، فرزانه<sup>۱</sup> / قادریان، پیوند<sup>۲\*</sup>

<sup>۱</sup> - دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران  
<sup>۲</sup> - دانشیار، آزمایشگاه علوم اعصاب محاسباتی، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

### مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2022.542095.1733

پذیرش: ۱۴ فروردین ۱۴۰۱

بازنگری: ۱۴۰۰/۱۲/۱۱ - ۱۴۰۱/۱/۱۷

ثبت در سامانه: ۱۲ آبان ۱۴۰۰

### چکیده

### واژه‌های کلیدی

اختلال وسواس اجباری چهارمین اختلال روانی شایع و دهمین علت ناتوانی در سراسر جهان است. این بیماری می‌تواند منجر به اختلال در عمل‌کردهای مختلف شناختی مانند توجه، حافظه، تفکر، پردازش شنیداری کلمات و شناخت بصری شود. مطالعات گذشته نشان دهنده‌ی تغییر در ارتباط بین فعالیت لوب‌های مختلف مغز بیماران مبتلا به وسواس اجباری است. از این رو کمی‌سازی تقارن و ارتباطات بین نواحی مختلف مغزی توجه زیادی را به خود جلب کرده است. در این مطالعه رویکردی جدید و کارآمد بر اساس نمایش تحلیلی سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام و ویژگی‌های آماری ارائه شده است تا امکان کمی‌سازی تفاوت مولفه‌های ذاتی مربوط به فعالیت‌های مغزی بین لوب‌های مغز فراهم شود. بدین منظور پوش‌های فاز و دامنه‌ی سیگنال‌های تحلیلی الکتروانسفالوگرام استخراج و تجزیه و تحلیل شده است. هم‌چنین از روش طبقه‌بندی کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک برای تمایز بین گروه سالم و بیماران مبتلا به اختلال وسواس اجباری استفاده شده است. قابلیت تمایز روش پیشنهادی با داده‌های الکتروانسفالوگرام ۱۹ فرد سالم و ۱۱ بیمار حین انجام تکلیف ساده‌ی فلانکر مورد مطالعه قرار گرفته است. نتایج به دست آمده، موثر بودن ترکیب اطلاعات دامنه و فاز در تشخیص بیماری وسواس اجباری را با میانگین صحت ۹۳/۷۸ درصد نشان داده است. در مقایسه بین نواحی مختلف نیز ویژگی‌های مستخرج بین نیم‌کره‌های مغزی و آن‌هایی که از لوب پیشانی و شبکه‌ی پیشانی-آهیانه‌ای استخراج شده‌اند، کارایی بیش‌تری در تشخیص بیماری از خود نشان داده‌اند. هم‌چنین این مطالعه اهمیت بیش‌تر استفاده از اطلاعات دامنه در تشخیص اختلال وسواس اجباری را نشان داده است.

تجزیه به مولفه‌های مد ذاتی  
ویژگی‌های آماری  
کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک  
پوش دامنه  
طیف فاز  
تکلیف فلانکر

### \*نویسنده‌ی مسئول

نشانی: آزمایشگاه علوم اعصاب محاسباتی، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

کد پستی: ۵۱۳۳۵-۱۹۹۶

پست الکترونیک: p\_ghaderyan@sut.ac.ir

تلفن: ۹۸-۴۱-۳۳۴۵۸۴۲۱

دورنگار: ۹۸-۴۱-۳۳۴۴۴۳۶۰



## ۱- مقدمه

نگرانی، احتکار، نظم، بررسی و خنثی‌سازی نشان داده و باعث کاهش چشم‌گیر کیفیت زندگی و ایجاد مشکل در زندگی شخصی و اجتماعی افراد شود [۱۳]. از این رو تشخیص به موقع این اختلال می‌تواند به روان‌پزشکان در کنترل و درمان آن کمک شایانی نماید.

به منظور تشخیص اختلال وسواس اجباری از روش‌های مختلفی مانند آزمایش خون، تصویربرداری رزونانس مغناطیسی<sup>۵</sup> و تصویربرداری رزونانس مغناطیسی عمل‌کردی<sup>۶</sup> استفاده شده است. تصویربرداری‌های عصبی عمل‌کردی دارای معایبی مانند هزینه‌ی زیاد و یا عدم دسترسی آسان هستند [۲، ۱۴]. هم‌چنین روش‌هایی مانند نمونه‌برداری از خون به دلیل تهاجمی بودن و قابلیت اطمینان پایین، کم‌تر مورد توجه قرار گرفته‌اند [۱۵]. از این رو در سال‌های اخیر توجه محققان زیادی به ارائه‌ی روش‌های تشخیصی مقرون به صرفه و غیرتهاجمی جلب شده که یکی از این روش‌ها سیگنال الکتروانسفالوگرام<sup>۷</sup> است. این سیگنال حاوی اطلاعات مفیدی از فعالیت سلول‌های مغزی و عمل‌کردهای شناختی بوده و به دلیل دارا بودن ویژگی‌هایی مانند رزولوشن زمانی بالا، هزینه‌ی پایین، غیرتهاجمی بودن و دسترسی آسان و سریع به عنوان ابزاری مفید به منظور تشخیص اختلال وسواس اجباری به کار گرفته شده است [۱۶، ۱۷].

تا کنون مطالعات گسترده‌ای در زمینه‌ی تحلیل سیگنال الکتروانسفالوگرام در حالت استراحت [۹، ۱۸، ۱۹] و یا انجام تکالیف شناختی [۵، ۱۳، ۲۰، ۲۱] به منظور تشخیص و بررسی اختلال وسواس اجباری انجام شده که نتایج آن‌ها حاکی از وجود اختلال در اتصالات و ارتباطات عمل‌کردی در مناطق مختلف مغزی و بین نیم‌کره‌ای مغز از جمله اتصال عمل‌کردی مدارهای عصبی شامل مدارهای cortico-striatal-limbic و قشر پیشانی بوده است [۲۲]. هم‌چنین اثرات مخرب این بیماری در از دست رفتن هماهنگی مغز و انسجام بین نیم‌کره‌ای در مطالعه‌ی دیگری به کمک این سیگنال به اثبات رسیده است [۲۳]. تعداد دیگری از این مطالعات، اختلالات عمل‌کردی در لوب پیشانی مغز [۹-۱۱] و برخی دیگر از لوب‌ها [۴، ۲۴، ۲۵] نشان داده شده است. این مساله اهمیت مطالعه‌ی ارتباط بین مناطق مختلف مغزی را در تشخیص بیماری وسواس اجباری آشکار نموده تا آن‌جا که در تعدادی از تحقیقات گذشته، با کمی‌سازی ارتباط بین نواحی مختلف، شبکه‌ها و اتصالات عمل‌کردی مغز

اختلال وسواس اجباری<sup>۱</sup> (OCD) که به آن وسواس فکری و عملی نیز گفته می‌شود، یک اختلال ذهنی است که در بین حدود ۲ تا ۳ درصد از جمعیت جهان شیوع دارد [۱]. این بیماری چهارمین اختلال روانی و دهمین علت ناتوانی در سراسر جهان است [۲]. تحقیقات سیستماتیک طی سه دهه‌ی گذشته روی این بیماری نشان دهنده‌ی وجود مشکلاتی در عمل‌کرد مدار cortico-striato-thalamo-cortical، عمدتاً در قشر مدار پیشانی<sup>۲</sup>، قشر خلفی-جانبی جلوی پیشانی<sup>۳</sup> و هسته‌ی دمی<sup>۴</sup> است [۳]. از آن‌جا که این مدارها به عمل‌کردهای شناختی و اجرایی مربوط می‌شوند، نقص در عمل‌کردهای شناختی مانند تاخیر در کنترل پاسخ، تغییر توجه، برنامه‌ریزی و تصمیم‌گیری می‌تواند از جمله نشانه‌های بیماری وسواس اجباری باشد [۴]. در این راستا مطالعات عصبی و روان‌شناختی مختلفی انجام شده و نشان داده شده که قشر مدار پیشانی یکی از مناطق مهم درگیر در آسیب‌شناسی این بیماری است [۵]. نقش کانال‌های ناحیه‌ی پیشانی در تشخیص بیماری وسواس اجباری در مطالعات دیگر نیز به شکل‌های مختلفی گزارش شده است [۶-۱۱]. در مطالعه‌ی سراپ‌آیدین و هم‌کارانش اختلال در ناحیه‌ی پیشانی بیماران دارای وسواس اجباری با ویژگی‌های تک‌متغیره مانند انواع آنروپی و ویژگی دومتغیره‌ی اطلاعات متقابل نشان داده شده است [۹]. هم‌چنین در یک مطالعه‌ی دیگر، قابلیت مقادیر توان مطلق سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام استخراج شده در ناحیه‌ی پیشانی در نمایش اختلالات مربوط به این بیماری اثبات شده است [۱۰]. در پژوهشی دیگر به بررسی انسجام خطی و غیرخطی و توصیف اتصال بین جفت نواحی مغزی پرداخته شده که نتایج آن نشان دهنده‌ی کاهش انسجام غیرخطی در بیماران دارای وسواس اجباری بین نواحی پیشانی مغزی است [۱۱]. در نتیجه می‌توان گفت که اختلال در قشر مدار پیشانی بیماران مبتلا به اختلال وسواس اجباری به عنوان یکی از نواحی درگیر اصلی در مطالعات مختلفی اثبات شده است [۵، ۱۰، ۱۱]. هم‌چنین در بسیاری از مطالعات، عدم تقارن ناحیه‌ی پیشانی در اختلال وسواس اجباری نشان داده شده است [۱۲]. این اختلال در قالب افکار مزاحم، فشارهای به وجود آورنده‌ی پریشانی یا اضطراب و اجبار به شکل رفتارهای تکراری برای سرکوب اضطراب و تسکین استرس بوده و به صورت معمول می‌تواند خود را در یکی از شش بعد وسواس در شستن،

<sup>۵</sup> Magnetic Resonance Imaging (MRI)

<sup>۶</sup> Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI)

<sup>۷</sup> ElectroEncephaloGram (EEG)

<sup>۱</sup> Obsessive Compulsive Disorder (OCD)

<sup>۲</sup> OrbitoFrontal Cortex (OFC)

<sup>۳</sup> Dorsolateral Prefrontal Cortex

<sup>۴</sup> Caudate Nucleus



بررسی بیماری‌های مختلف نشان داده است [۶، ۲۸، ۲۹]. از سوی دیگر مطالعات انجام شده در زمینه‌ی تشخیص بیماری وسواس اجباری به کمک سیگنال الکتروانسفالوگرام حاکی از تغییرات معنادار فاز سیگنال و کارایی ویژگی‌های فازی سیگنال بوده است [۴، ۷، ۲۶، ۳۰]. از این رو در این مطالعه با استخراج اطلاعات تفاضلی مربوط به تغییرات فاز لحظه‌ای سیگنال، قدرت تشخیصی آن‌ها مورد بررسی قرار گرفته است. از سوی دیگر این اطلاعات با اطلاعات به دست آمده از تغییرات لحظه‌ای دامنه‌ی سیگنال مورد مقایسه قرار گرفته است. به همین دلیل از روش تجزیه به مولفه‌های مد ذاتی که چارچوبی موثر و مناسب برای ساخت فاز محلی و تغییرات دامنه‌ی محلی در سیگنال فراهم می‌کند، استفاده شده است [۳۱]. هم‌چنین به منظور ارزیابی ویژگی‌ها و روش‌های مورد استفاده در این مطالعه و تفکیک گروه دارای اختلال وسواس اجباری از گروه سالم، برای نخستین بار از طبقه‌بند کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک<sup>۷</sup> استفاده شده است [۳۲، ۳۳]. این طبقه‌بند یک روش کدینگ تنک را برای دسته‌بندی گروه‌های مختلف ارائه کرده که قابلیت مناسبی در تفکیک کلاس‌ها با تعداد نمونه‌های آموزشی کم و یا نویزی بیومدیكال دارد [۳۲-۳۵].

در ادامه نوآوری‌های این مطالعه به صورت خلاصه بیان شده است.

- ۱- ارائه‌ی یک دسته ویژگی جدید تفاضلی جهت کمی‌سازی تقارن فعالیت مغزی توسط تحلیل سیگنال الکتروانسفالوگرام در حین اجرای تکلیف فلانکر
- ۲- بررسی و مقایسه‌ی تاثیر اطلاعات دامنه و فاز سیگنال در تشخیص بیماری وسواس اجباری
- ۳- استفاده از یک روش طبقه‌بندی جدید برای تشخیص بیماری وسواس اجباری
- ۴- بررسی و مقایسه‌ی قدرت تفکیک‌پذیری نواحی مختلف مغزی با استفاده از ویژگی‌های جدید ارائه شده که می‌تواند به کم نمودن تعداد کانال‌های مورد نیاز کمک نماید

## ۲- مواد و روش‌ها

مراحل الگوریتم پیشنهادی ارائه شده در این مطالعه در شکل (۱) نشان داده شده که شامل پایگاه داده، پیش‌پردازش، استخراج ویژگی و طبقه‌بندی است. هر کدام از این مراحل در ادامه شرح داده شده است.

به کمک ویژگی‌هایی مانند انسجام<sup>۱</sup> [۹]، اطلاعات متقابل<sup>۲</sup> [۹]، شاخص تاخیر فاز وزنی<sup>۳</sup> (WPLI) [۴] و هم‌گام‌سازی جامع<sup>۴</sup> (GFS) [۲۶]، نحوه‌ی اثرگذاری بیماری وسواس اجباری بررسی شده و از آن‌ها برای تشخیص بهره گرفته شده است. بنابراین بررسی ارتباطات بین نیم‌کره‌ای، تخمین عدم تقارن در نواحی مختلف و کمی‌سازی ارتباطات عمل‌کردی بین مناطق مختلف مغز به کمک تحلیل سیگنال الکتروانسفالوگرام به چالشی برای محققان جهت تشخیص بیماری وسواس اجباری بدل شده است [۴، ۲۷]. بعضی از روش‌های ارائه شده در مطالعات گذشته، ماهیت غیرخطی و ناپایستای سیگنال الکتروانسفالوگرام را در نظر نگرفته و اقدام به استفاده از روش‌های خطی برای کمی‌سازی علائم بیماری نموده‌اند. هم‌چنین در تعدادی دیگر از کارهای گذشته که از روش‌های غیرخطی برای کمی‌سازی ارتباطات نواحی مختلف استفاده کرده‌اند، پیچیدگی و بار محاسباتی بالای این روش‌ها کاربرد آن‌ها را برای موارد بلندرنج و کلینیکی محدود کرده است. بدین منظور در این مطالعه از یک دسته ویژگی جدید تفاضلی آماری که برای سیگنال‌های غیرایستا مناسب بوده و بار محاسباتی کمی دارند، استفاده شده است. این ویژگی‌های ارائه شده، توانایی کمی‌سازی تفاوت بین تغییرات لحظه‌ای دامنه و فاز لوب‌های مغزی به کمک ارائه‌ی نمایش تحلیلی از سیگنال الکتروانسفالوگرام را دارند.

هدف اصلی این مطالعه تشخیص بیماری وسواس اجباری به کمک سیگنال الکتروانسفالوگرام با استفاده از بررسی تقارن و ارتباط بین نواحی مختلف مغزی در حین اجرای تکالیف فلانکر به کمک استخراج تفاوت فعالیت‌های الکتریکی مغز و ارتباطات آن‌ها در نواحی مختلف مغز با ارائه‌ی یک روش جدید است. بدین منظور نمایش تحلیلی سیگنال و استخراج تغییرات لحظه‌ای دامنه و فاز نواحی داخل نیم‌کره‌ای و بین نیم‌کره‌ای با استفاده از روش تجزیه به مولفه‌های مد ذاتی<sup>۵</sup> (EMD) و اعمال تبدیل هیلبرت به توابع پایه‌ای ذاتی<sup>۶</sup> (IMF) انجام شده و بررسی تغییرات تفاضلی گشتاورهای آماری دامنه و فاز لحظه‌ای سیگنال در نواحی مختلف به عنوان یک معیار تفاضلی جهت کمی‌سازی تفاوت این فعالیت‌ها برای تشخیص بیماری وسواس اجباری در دستور کار قرار گرفته است. روش تجزیه به مولفه‌های مد ذاتی یک روش مناسب برای تجزیه و استخراج اجزای اصلی سیگنال‌های غیرایستا مانند الکتروانسفالوگرام بوده که در مطالعات مختلفی کارایی مناسبی را برای تشخیص و

<sup>۵</sup> Empirical Mode Decomposition (EMD)

<sup>۶</sup> Intrinsic Mode Function (IMF)

<sup>۷</sup> Non-Negative Least Square (NNLS)

<sup>۱</sup> Coherence

<sup>۲</sup> Mutual Information (MI)

<sup>۳</sup> Weighted Phase Lag Index (WPLI)

<sup>۴</sup> Global Field Synchronization (GFS)

سال بوده و مشخصات گروه سالم و گروه بیمار در جدول (۱) قابل مشاهده است [۱۳].

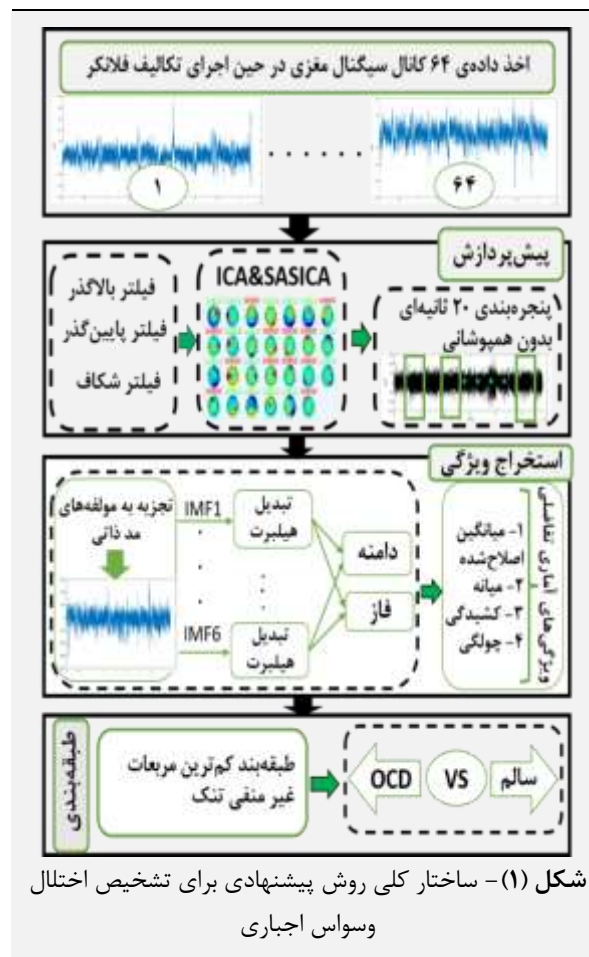
جدول (۱) - مشخصات گروه سالم و گروه دارای اختلال وسواس اجباری

مشخصات	سالم	وسواس اجباری
تعداد	۱۹	۱۱
سن	۱۸/۸۹±۰/۷۴	۱۹±۱/۲۷
نمره‌ی آزمون OCI-R	۸/۶۸±۵/۷۰	۳۳/۳۶±۶/۸۲

## ۲-۱-۱- تکلیف فلانکر

در بسیاری از مطالعات انجام شده در زمینه‌ی تشخیص اختلال وسواس اجباری از سیگنال الکتروانسفالوگرام در حالت استراحت استفاده شده [۹، ۱۸، ۱۹] در حالی که در مطالعات پیشین در بیماران مبتلا به وسواس اجباری، فعالیت زیادی هم در حالت استراحت و هم در حالت انجام تکلیف در قشر کمربندی قدامی<sup>۲</sup> مشاهده شده است [۱۳]. قشر مدار پیشانی<sup>۳</sup>، قشر کمربندی قدامی و جسم مخطط<sup>۴</sup> به صورت حلقه‌های تکراری به یکدیگر پیوسته هستند بنابراین مطالعه‌ی مدار cortico-striatal و تحریک آن به آسیب‌شناسی بیماری وسواس اجباری کمک می‌کند [۱۳]. قشر کمربندی قدامی در مدارهای cortico-striatal، در ایجاد افکار نامناسب و رفتارهای تکراری در این بیماری تاثیرگذار است. هم‌چنین این مدارها در انتخاب عمل، رفتار هدفمند و نظارت بر عمل‌کرد نقش دارند [۱۳]. بنابراین استفاده از تکلیف شناختی که اجرای آن‌ها نیازمند درگیر نمودن این نواحی مغزی است، می‌تواند به تشخیص بهتر کمک نماید [۱۲]. استفاده از تکلیف فلانکر به دلیل این که شامل عمل‌کردهای مهمی مانند تصمیم‌گیری درست و نادرست، تنبیه و تشویق و انتخاب بوده و از سوی دیگر درگیر کننده‌ی مدارهای cortico-striatal است، می‌تواند تاثیر مناسبی در ارتقای عمل‌کرد تشخیصی داشته باشد [۱۳]. از این رو در این مطالعه جهت ارائه‌ی یک روش تشخیصی کم‌هزینه و در عین حال قابل اعتماد، از تحلیل سیگنال الکتروانسفالوگرام در حین اجرای تکلیف فلانکر استفاده شده است.

در نسخه‌ی مورد استفاده‌ی این تکلیف در مطالعه‌ی حاضر از رشته‌های مختلف حروف برای بلوک‌های مختلف استفاده شده است (به عنوان مثال MMNMM، FFEFF) [۱۳]. بدین منظور ده بلوک متشکل از ۴۰ محرک فلانکر/هدف ارائه شده است



## ۲-۱-۲ پایگاه داده

در این مطالعه جهت ارزیابی قدرت الگوریتم پیشنهادی از داده‌های مربوط به ۱۹ فرد سالم و ۱۱ فرد مبتلا به اختلال وسواس اجباری استفاده شده که در برگرفته‌ی سیگنال‌های مغزی مربوط به افراد سالم و بیمار در حین اجرای تکلیف فلانکر است [۱۳]. داده‌های موجود در هنگام انجام تکلیف فلانکر و با استفاده از ۶۴ الکتروود سطحی روی پوست سر Ag-AgCl و مطابق با سیستم ۲۰-۱۰ توسط سیستم نورواسکن جمع‌آوری شده است. در حین ثبت داده‌ها یک فیلتر میان‌گذر با باند عبور ۱۰۰-۰/۵ هرتز به داده‌ها اعمال شده است. تبدیل آنالوگ به دیجیتال نیز با وضوح ۳۲ بیتی با نرخ نمونه‌گیری ۵۰۰ هرتز صورت گرفته است [۱۳].

به منظور جدا کردن افراد شرکت کننده به دو گروه سالم و بیمار مبتلا به وسواس اجباری، از پرسش‌نامه‌ی وسواس اجباری بازمی‌بینی شده<sup>۱</sup> (OCI-R) شامل ۱۸ ماده و شش بعد وسواس اجباری (شستن، وسواس، احتکار، نظم، بررسی و خنثی‌سازی) استفاده شده است. بازه‌ی سنی شرکت کنندگان بین ۱۸ تا ۲۲

<sup>۲</sup> Orbito-Frontal Cortex (OFC)

<sup>۳</sup> Striatum

<sup>۱</sup> Obsessive Compulsive Inventory-Revised (OCI-R)

<sup>۴</sup> Anterior Cingulate Cortex (ACC)



دلیل استفاده از پارامترها و آستانه‌های کمی، عینیت و قابلیت تولید مجدد را در گزارش روش‌های پیش‌پردازش بهبود می‌بخشد [۳۶]. در مرحله‌ی آخر پیش‌پردازش، سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام به پنجره‌های ۲۰ ثانیه‌ای بدون هم‌پوشانی تقسیم‌بندی شده است تا استخراج ویژگی صورت گیرد.

### ۲-۳- استخراج ویژگی

در ابتدا سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام توسط روش تجزیه به مولفه‌های مد ذاتی به سیگنال‌های توابع پایه‌ای ذاتی تجزیه شده است [۳۱، ۳۸]. سپس با هدف بررسی دامنه و فاز سیگنال‌های توابع پایه‌ای به دست آمده، تبدیل هیلبرت به آن‌ها اعمال شده و دامنه و فاز این توابع محاسبه شده است [۳۱]. در مرحله‌ی بعد به منظور بررسی ارتباط بین نواحی، چهار ویژگی آماری میانگین اصلاح شده<sup>۴</sup>، میان، کشیدگی<sup>۵</sup> و چولگی<sup>۶</sup> از دامنه و فاز سیگنال‌های تجزیه شده محاسبه شده و سپس تفاضل این چهار ویژگی خطی میان جفت کانال‌های نواحی مختلف به منظور محاسبه‌ی میزان اختلاف بین دو کانال به دست آمده است. به عنوان مثال، تفاضل میان میانگین اصلاح شده‌ی پوش دامنه و فاز توابع پایه‌ای ذاتی کانال FP1 و کانال FP2 محاسبه شده و به عنوان یک ویژگی در نظر گرفته شده است. به همین ترتیب این روند برای هر چهار ویژگی ذکر شده و برای کانال‌های مختلف انجام شده است تا از آن به عنوان شاخصی برای تشخیص اختلال وسواس اجباری استفاده شود.

### ۲-۳-۱- تجزیه به مولفه‌های مد ذاتی سیگنال

تجزیه به مولفه‌های مد ذاتی روشی برای تجزیه‌ی سیگنال به اجزای مدوله شده‌ی دامنه و فرکانس، بدون داشتن محدودیت در رابطه با خطی بودن، ایستایی و تصادفی بودن سیگنال است [۳۱، ۳۸]. این اجزا توابع پایه‌ای ذاتی (IMF) نامیده می‌شوند [۳۸]. با استفاده از روش تجزیه به مولفه‌های مد ذاتی، هر پنجره‌ی سیگنال الکتروانسفالوگرام به تعداد محدودی توابع پایه‌ای ذاتی تقسیم می‌شود. این روش برای بسیاری از سیگنال‌های فیزیولوژیکی که ماهیت غیرایستا دارند و مجموعه‌ای از اجزای شبه‌پریودیک هستند مفید است. از آن‌جا که ویژگی‌های اصلی سیگنال الکتروانسفالوگرام نزدیک به توابع پایه‌ای ذاتی ابتدایی تولید شده است [۳۹]، در این مطالعه کم‌ترین تعداد این توابع ابتدایی شامل شش تابع پایه‌ای ذاتی

(۴۰۰ آزمایش). در هر سری حروف بزرگ، شرکت کنندگان باید حرف اصلی که می‌تواند مشابه (به عنوان مثال M) یا متفاوت (به عنوان مثال MMNMM) باشد را شناسایی کنند. شرکت کنندگان ۱۰۰۰ میلی‌ثانیه برای پاسخ‌گویی زمان داشته و در غیر این صورت بازخورد منفی (اشتباه) برای ۵۰۰ میلی‌ثانیه نمایش داده شده است. دستورالعمل‌های اجرای تکلیف، هم بر سرعت عمل در حین اجرا و هم بر دقت تاکید داشته است. همچنین به شرکت کنندگان این امکان داده شده است که پاسخ‌های اشتباه خود را تصحیح کنند [۱۳].

### ۲-۲- پیش‌پردازش

در این تحقیق، پیش‌پردازش و رفع نویزهای داده‌های الکتروانسفالوگرام در سه مرحله انجام شده است. پیش‌پردازش سه مرحله‌ای شامل فیلتر کردن سیگنال، استفاده از تجزیه و تحلیل مولفه‌های مستقل<sup>۱</sup> (ICA) و پنجره‌بندی است. فیلتر کردن سیگنال توسط جعبه ابزار EEGLAB نسخه‌ی ۷.2019.1 انجام شده است. برای فیلتر کردن سیگنال‌های خام الکتروانسفالوگرام، ابتدا یک فیلتر ساده‌ی FIR بالاگذر با فرکانس قطع ۰/۵ هرتز و سپس یک فیلتر FIR پایین‌گذر با فرکانس قطع ۷۰ هرتز اعمال شده است. به منظور حذف تداخلات نویز برق شهر نیز یک فیلتر میان‌گذر شکاف<sup>۲</sup> با فرکانس قطع ۵۹-۶۱ هرتز به منظور حذف نویزهای برق شهر ۶۰ هرتز به کار گرفته شده است. همچنین به منظور حذف آرتیفکت‌های بیولوژیکی از جمله حرکات چشم، چشمک زدن و نویزهای ناشی از سیگنال قلب از روش تجزیه و تحلیل مولفه‌های مستقل استفاده شده است [۳۶، ۳۷]. تجزیه‌ی مولفه‌های مستقل اجازه‌ی جدا شدن مولفه‌های مستقل از نظر آماری را فراهم ساخته که این اجزای مستقل با عنوان ترکیبات خطی الکترودها نامیده می‌شوند. هر مولفه‌ی مستقل با یک توپوگرافی و یک دوره‌ی زمانی مشخص شده که می‌تواند به عنوان سیگنالی در نظر گرفته شود که الکتروود مستقر در آن منبع وجود دارد [۳۶]. پس از اعمال روش تجزیه و تحلیل مولفه‌های مستقل از روش انتخاب نیمه‌خودکار اجزای مستقل الکتروانسفالوگرام برای تصحیح آرتیفکت<sup>۳</sup> (SASICA) استفاده شده است [۳۶]. روش SASICA در انتخاب آرتیفکت‌های مولفه‌های مستقل، اطلاعات دقیقی را به ناظران ارائه داده و به

<sup>۴</sup> Trimmed Mean

<sup>۵</sup> Kurtosis

<sup>۶</sup> Skewness

<sup>۱</sup> Independent Component Analysis (ICA)

<sup>۲</sup> Notch Filter

<sup>۳</sup> SemiAutomated Selection of Independent Components of the Electroencephalogram for Artifact Correction (SASICA)

محلی سیگنال‌های فیزیولوژیک بوده [۳۱]، در این مطالعه نیز از تغییرات محلی دامنه و فاز توابع پایه‌ای ذاتی مختلف به عنوان ورودی در مرحله‌ی استخراج ویژگی استفاده شده است.

### ۲-۳-۳- ویژگی‌های تک‌متغیره‌ی آماری

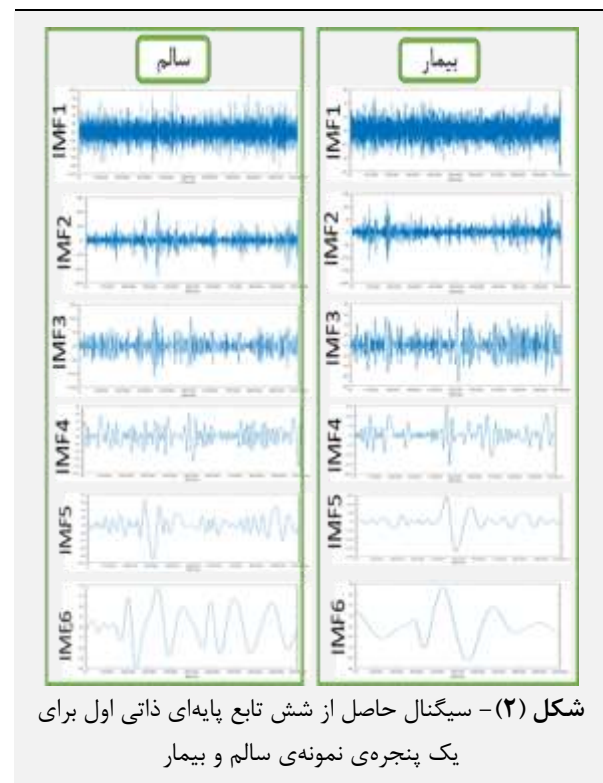
پردازش سیگنال‌های حیاتی افراد مختلف، وجود اطلاعاتی را در مشخصه‌های آماری آن‌ها نشان داده است که می‌تواند در بازشناسی الگوی آن‌ها مفید باشد [۴۰]. از جمله‌ی این ویژگی‌های آماری می‌توان به میانگین اصلاح شده، میانه و گشتاورهای آماری اشاره کرد. میانگین اصلاح شده و میانه جزو ویژگی‌های آماری پایه هستند که پراکندگی داده‌ها را نشان می‌دهند. از سوی دیگر کشیدگی و چولگی جزو ویژگی‌های آماری مرتبه‌ی بالاتر هستند که شکل توزیع دامنه را توصیف می‌نمایند [۴۱]. شاخص چولگی میزان عدم تقارن داده‌ها نسبت به توزیع نرمال استاندارد را نشان می‌دهد [۴۰]. این در حالی است که کشیدگی، میزان کشیدگی یا پخی داده‌ها نسبت به توزیع نرمال استاندارد را کمی‌سازی می‌کند [۴۰]. در نتیجه مقایسه‌ی تغییرات بین مشخصه‌های آماری در کانال‌های مختلف می‌تواند در تفکیک‌پذیری دو گروه سالم و بیمار از هم مفید باشد. ویژگی‌های محاسبه شده از شش تابع پایه‌ای ذاتی ابتدایی در جدول (۲) معرفی شده است.

جدول (۲) - ویژگی‌های آماری استخراج شده و فرمول ریاضی آن‌ها [۴۰]

فرمول	ویژگی
$Tri = \frac{Q_1 + 2Q_2 + Q_3}{4}$	میانگین اصلاح شده
$Med = Q_2$	میانه
$X_{kurt} = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^4}{\left[ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2 \right]^2}$	کشیدگی
$X_{skew} = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^3}{\left[ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2 \right]^{\frac{3}{2}}}$	چولگی

در این مطالعه پس از استخراج چهار ویژگی آماری از دامنه و فاز توابع پایه‌ای سیگنال، تفاضل بین ویژگی‌های آماری توابع پایه‌ای جفت کانال‌های سمت چپ قشر مغز و کانال‌های سمت راست قشر مغز با هدف بررسی ارتباط و تقارن در نواحی بین نیم‌کره‌ای محاسبه شده است. هم‌چنین جهت مقایسه‌ی میزان تفکیک‌پذیری بین نواحی و کانال‌های مغزی، ارتباط بین کانال‌های داخل نیم‌کره‌ای نیز به کمک همین ویژگی‌ها ارزیابی و مقایسه شده است.

انتخاب شده است. از این توابع پایه‌ای ذاتی که دارای بیش‌ترین فرکانس بوده و نزدیک به ویژگی‌های اصلی سیگنال هستند، برای تجزیه و تحلیل بیش‌تر استفاده شده است. شکل موج سیگنال حاصل از شش تابع پایه‌ای ذاتی اول برای یک پنجره‌ی نمونه‌ی سالم و بیمار در شکل (۲) نشان داده شده است.



شکل (۲) - سیگنال حاصل از شش تابع پایه‌ای ذاتی اول برای یک پنجره‌ی نمونه‌ی سالم و بیمار

### ۲-۳-۲- نمایش سیگنال بر اساس تبدیل هیلبرت

تبدیل هیلبرت ابزاری مفید برای به دست آوردن نمایش تحلیلی سیگنال است و به توصیف تغییرات آنی سیگنال کمک می‌کند. سیگنال تحلیلی تابع پایه‌ای ذاتی  $Z(t)$  با اعمال تبدیل هیلبرت به صورت رابطه‌ی (۱) تعریف می‌شود.

$$d(t) = Z(t) + Z_H(t) = D(t) \exp(j\varphi(t)) \quad (1)$$

در این رابطه  $Z_H(t)$ ،  $D(t)$  و  $\varphi(t)$  به ترتیب بیان‌گر تبدیل هیلبرت و دامنه و فاز آنی  $Z_H(t)$  هستند. دامنه و فاز لحظه‌ای نیز با روابط (۲) و (۳) قابل محاسبه است [۳۱].

$$D(t) = \sqrt{Z^2(t) + Z_H^2(t)} \quad (2)$$

$$\varphi(t) = \tan^{-1} \left[ \frac{Z_H(t)}{Z(t)} \right] \quad (3)$$

تجزیه و تحلیل طیفی هیلبرت از توابع پایه‌ای ذاتی، اطلاعات محلی از نوسانات سیگنال را مشخص می‌کند [۳۱]. از آن‌جا که مطالعات پیشین حاکی از وجود اطلاعات مفید در تغییرات



### ۳- نتایج

همان‌طور که عنوان شد، هدف این مطالعه ارائه‌ی یک روش تشخیصی مناسب و کم‌هزینه برای بیماری وسواس اجباری به کمک ویژگی‌های تفاضلی سیگنال الکتروانسفالوگرام است. بدین منظور یک دسته ویژگی جدید تفاضلی جهت کمی‌سازی شباهت و یا تفاوت فعالیت الکتریکی مغز در نواحی مختلف ارائه شده و عمل‌کرد این ویژگی‌های پیشنهادی در نواحی بین و داخل نیم‌کره‌ای مغز در حالت انجام تکالیف روان‌شناختی فلانکر به کمک طبقه‌بند کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک بررسی شده است. بررسی‌ها برای اطلاعات دامنه و فاز سیگنال به صورت مجزا و به صورت ترکیبی گزارش شده است. همچنین نتایج ویژگی‌های مستخرج از هر لوب مغز (داخل هر ناحیه‌ی مغز) و نتایج بین نواحی مختلف مغز (شبکه‌های مغزی) نیز به تفکیک بررسی شده است. همچنین برای نشان دادن کارایی و اثربخشی طبقه‌بند مورد بررسی، پارامترهای ارزیابی مختلف مانند صحت (Acc)، حساسیت (Sen) و ویژگی (Spe) مورد مطالعه قرار گرفته است. روابط معیارهای استفاده شده به صورت روابط (۶)، (۷) و (۸) است.

$$\text{Sen} = \frac{\text{TP}}{(\text{TP} + \text{FN})} \quad (۶)$$

$$\text{Spe} = \frac{\text{TN}}{(\text{TN} + \text{FP})} \quad (۷)$$

$$\text{Acc} = \frac{\text{TP} + \text{TN}}{\text{TP} + \text{TN} + \text{FP} + \text{FN}} \quad (۸)$$

در این روابط TP تعداد نمونه‌هایی که به درستی بیمار تشخیص داده شده، TN تعداد نمونه‌هایی که به درستی سالم تشخیص داده شده، FP تعداد نمونه‌هایی که به اشتباه بیمار تشخیص داده شده و FN تعداد نمونه‌هایی که به اشتباه سالم تشخیص داده شده است.

### ۳-۱- نتایج ویژگی‌های مستخرج بین نیم‌کره‌های

#### راست و چپ

بررسی‌های انجام شده در این بخش برای ویژگی‌های مستخرج بین نیم‌کره‌های راست و چپ با استفاده از اطلاعات تمام نواحی به تفکیک اطلاعات دامنه، فاز و ترکیب آن‌ها و همچنین به تفکیک نواحی مختلف قشر مغز است. ناحیه‌های مورد بررسی شامل پیشانی، گیج‌گاهی، آهیانه‌ای، پس‌سری و نیم‌کره‌ای (تمام نواحی با هم) است. برای ارزیابی الگوریتم مورد بررسی، کانال‌های مورد نظر به صورت جفت‌هایی متناظر در نیم‌کره‌های

### ۲-۴- طبقه‌بند کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک

در مرحله‌ی پایانی جهت ارزیابی قابلیت روش پیشنهادی و ویژگی‌های استخراج شده در تشخیص اختلال وسواس اجباری، از یک طبقه‌بند جدید با نظارت، تحت عنوان کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک استفاده شده است. این طبقه‌بند یک روش کدینگ تنک است که در مقابل نویزها و داده‌های کم آموزشی مقاوم بوده و عمل‌کرد مناسبی در طبقه‌بندی داده‌های فیزیولوژیک دارد [۳۳، ۳۴]. این روش در مقایسه با سایر روش‌های طبقه‌بندی مانند شبکه‌های عصبی و ماشین بردار پشتیبان صحت بهتر و یا عمل‌کرد سریع‌تری از خود نشان داده [۳۵] هر چند تا کنون کاربرد آن در تشخیص بیماری وسواس اجباری به کمک تحلیل سیگنال الکتروانسفالوگرام ارزیابی نشده است. در این طبقه‌بند، با دو مجموعه‌ی داده شامل داده‌های آموزش  $A_{m \times n}$  با  $m$  ویژگی و  $n$  نمونه و داده‌های آزمایش  $B_{m \times p}$  با  $m$  ویژگی و  $p$  نمونه و با حل مسأله‌ی بهینه‌سازی زیر (روابط ۴ و ۵) و پیدا کردن ضرایب تنک، نمونه‌های آزمایشی به کلاس‌های مختلف طبقه‌بندی می‌شود [۳۲].

$$\min \frac{1}{2} \| \varphi(B) - \varphi(A)X \|_F^2, X \geq 0 \quad (۴)$$

$$K = (\varphi(A)^T \varphi(B)) \quad (۵)$$

در این روابط  $X_{n \times p} (B \approx AX)$  ماتریس ضرایب تنک،  $\varphi(\cdot)$  تابع نگاشت،  $\| \cdot \|_F^2$  نرم فروبنیوس<sup>۱</sup> و  $K$  تابع هسته است. پس از حل مسأله‌ی بهینه‌سازی و یافتن ضرایب تنک، برچسب‌های کلاس نمونه‌های مجهول با استفاده از یک تفسیرکننده‌ی تنک تعیین شده است. یکی از رایج‌ترین تفسیرکننده‌های تنک مورد استفاده برای این طبقه‌بند، قانون حداکثر است که در آن برچسب نمونه‌ی آموزشی با بیش‌ترین ضریب تنک به نمونه‌ی آزمایش اختصاص داده می‌شود [۳۲]. در این مطالعه برای ایجاد یک مدل غیرخطی از تابع هسته‌ی پایه‌ای شعاعی<sup>۲</sup> استفاده شده است. همچنین روش اعتبارسنجی متقابل پنج‌گانه برای اعتبارسنجی آن مورد استفاده قرار گرفته است. در این راستا داده‌های آموزشی و آزمایشی به نسبت ۸۰٪ به ۲۰٪ تقسیم‌بندی شده است. به منظور ارزیابی دقیق این روش، این فرایند پنج مرتبه تکرار شده و در هر تکرار یک قسمت جدید از داده‌ها برای آزمایش انتخاب شده است تا تمام داده‌ها حداقل یک بار در فرایند آزمایش شرکت کرده باشند. در نهایت میانگین صحت، حساسیت و ویژگی طبقه‌بند کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک گزارش شده است.

<sup>۱</sup> Radial Basis Function Kernel

<sup>۲</sup> Frobenius Norm



نتایج طبقه‌بندی برای ویژگی‌های مستخرج از لوب‌های مختلف مغزی به تفکیک در جدول‌های (۵) تا (۸) نشان داده شده است. در لوب پیشانی ویژگی میانگین اصلاح شده‌ی مستخرج از دامنه‌ی سیگنال با صحت ۸۸/۸۶ درصد قادر به تفکیک مناسب دو گروه از هم است. بنابراین می‌توان گفت که لوب پیشانی مغز در بیماری وسواس اجباری از نواحی اصلی درگیر بوده که این مهم در مطالعات گذشته نیز نشان داده شده است. در بسیاری از مطالعات گذشته عدم تقارن در ناحیه‌ی پیشانی [۱۲] و عدم تقارن نیم‌کره‌ای [۴۲] در بیماران مبتلا به اختلال وسواس اجباری نشان داده شده است. از آن‌جا که در بررسی لوب‌های مغزی کانال‌های مورد بررسی به صورت جفت کانال‌های متقارن در نظر گرفته شده، می‌توان گفت که در این قسمت از مطالعه به بررسی تقارن در لوب‌های مغزی پرداخته شده است. صحت تشخیصی بالای به دست آمده نیز نشان دهنده‌ی متفاوت بودن میزان تقارن در بیماران نسبت به گروه سالم و یا به عبارت دیگر عدم تقارن نیم‌کره‌ای و عدم تقارن در لوب پیشانی است. با در نظر گرفتن ویژگی‌های تمام لوب‌های مغزی، عمل کرد میانگین اصلاح شده‌ی مستخرج از پوش دامنه با صحت ۹۳/۳۳ درصد و ویژگی میانه‌ی مستخرج از دامنه‌ی سیگنال با صحت ۹۰/۷۲ درصد بهتر از ویژگی‌های مرتبه‌ی بالاتر بوده است. این نتایج حاکی از برتری ویژگی‌های آماری پایه و یا اطلاعات دامنه‌ی سیگنال نسبت به اطلاعات فاز سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام در حین انجام تکالیف فلانکر برای تشخیص بیماری است.

#### جدول (۵) - نتایج طبقه‌بند کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک در

بررسی ناحیه‌ی پیشانی مغز به منظور تفکیک گروه دارای اختلال وسواس اجباری از گروه سالم

ویژگی	اطلاعات	صحت	حساسیت	ویژگی
میانگین	دامنه	۸۸/۸۶	۸۵/۵۰	۹۰/۸۷
اصلاح شده	فاز	۵۶/۱۶	۲۶/۴۳	۷۳/۹۶
	دامنه + فاز	۸۸/۵۸	۸۵/۸۱	۹۰/۲۴
میانه	دامنه	۸۴/۲۸	۸۲/۴۸	۸۵/۳۵
	فاز	۵۹/۷۳	۲۳/۱۲	۸۱/۶۴
	دامنه + فاز	۸۵/۱۸	۸۱/۸۷	۸۷/۱۶
ضریب کشیدگی	دامنه	۵۹/۵۶	۳۴/۷۴	۷۴/۴۱
	فاز	۵۷/۲۹	۲۵/۲۳	۷۶/۴۹
	دامنه + فاز	۵۷/۵۳	۳۴/۲۹	۷۱/۴۳
ضریب چولگی	دامنه	۶۳/۰۱	۲۴/۴۶	۸۶/۰۸
	فاز	۵۵/۷۱	۲۸/۴۰	۷۲/۰۶
	دامنه + فاز	۶۳/۵۷	۲۶/۱۳	۸۵/۹۸

نتایج نواحی آهیانه، پس‌سری و گیج‌گاهی به ترتیب در جدول‌های (۶)، (۷) و (۸) قابل مشاهده است. نتایج طبقه‌بندی

چپ و راست در نظر گرفته شده است. جفت کانال‌های مورد بررسی در هر ناحیه در جدول (۳) قابل مشاهده است.

#### جدول (۳) - کانال‌های مورد استفاده در نواحی مختلف قشر مغز

ناحیه	جفت کانال‌های مورد بررسی
پیشانی	(FP1-FP2), (F1-F2), (F3-F4), (F5-F6), (F7-F8)
گیج‌گاهی	(T7-T8)
آهیانه	(P1-P2), (P3-P4), (P5-P6), (P7-P8)
پس‌سری	(O1-O2)
نیم‌کره	(FP1-FP2), (F1-F2), (F3-F4), (F5-F6), (F7-F8), (T7-T8), (P1-P2), (P3-P4), (P5-P6), (P7-P8), (O1-O2), (FC1-FC2), (FC2-FC3), (FC5-FC6), (FT7-FT8)

صحت نتایج به دست آمده از طبقه‌بند کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک در جدول (۴) ارائه شده است. این جدول نشان دهنده‌ی عمل کرد تشخیصی به کمک ویژگی‌های بین نیم‌کره‌ای با استفاده از ترکیب ویژگی‌های تمام جفت کانال‌های به دست آمده است. بیش‌ترین صحت به دست آمده برای این بخش از ترکیب اطلاعات دامنه و فاز سیگنال‌ها و توسط ویژگی میانگین اصلاح شده با صحت ۹۳/۷۸ درصد حاصل شده است. هم‌چنین قدرت تفکیکی حاصل از ویژگی‌های میانگین اصلاح شده و میانه نسبت به ویژگی‌های کشیدگی و چولگی بیش‌تر بوده و صحت بالاتری داشته است. در نتیجه می‌توان گفت که ویژگی‌های آماری پایه بهتر از ویژگی‌های آماری مرتبه‌ی بالاتر قادر به تشخیص بیماری وسواس اجباری به کمک روش پیشنهادی می‌باشند. هم‌چنین نتایج نشان دهنده‌ی برتری اطلاعات دامنه‌ی سیگنال نسبت به فاز در تشخیص بیماری وسواس اجباری به کمک روش پیشنهادی است.

#### جدول (۴) - نتایج طبقه‌بند کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک در

بررسی نیم‌کره‌ی مغز به منظور تفکیک گروه دارای اختلال وسواس اجباری از گروه سالم

ویژگی	اطلاعات	صحت	حساسیت	ویژگی
میانگین	دامنه	۹۳/۳۳	۹۰/۳۳	۹۵/۱۲
اصلاح شده	فاز	۶۲/۷۹	۱۷/۶۹	۸۹/۷۸
	دامنه + فاز	۹۳/۷۸	۹۰/۶۸	۹۶/۱۸
میانه	دامنه	۹۰/۷۲	۸۷/۳۱	۹۲/۷۷
	فاز	۶۱/۶۵	۴/۸۴	۹۵/۶۶
	دامنه + فاز	۹۱/۰۱	۸۸/۰۷	۹۲/۷۷
ضریب کشیدگی	دامنه	۶۱/۰۳	۱۱/۶۳	۹۰/۶۰
	فاز	۵۹/۳۴	۱۸/۲۹	۸۳/۹۱
	دامنه + فاز	۶۰/۵۸	۱۰/۲۷	۹۰/۶۹
ضریب چولگی	دامنه	۶۹/۹۷	۳۱/۶۸	۹۲/۱۱
	فاز	۶۲/۱۶	۲۲/۲۱	۸۶/۰۷
	دامنه + فاز	۶۸/۹۳	۳۰/۸۵	۹۱/۴۹



الگوریتم پیشنهادی در این بخش کانال‌هایی به صورت جفت بین دو ناحیه‌ی مورد نظر در نظر گرفته شده است. جفت کانال‌های مورد بررسی بین نواحی مختلف در جدول (۹) نشان داده شده است.

**جدول (۸) -** نتایج طبقه‌بندی کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک در بررسی ناحیه‌ی گیج‌گاهی مغز به منظور تفکیک گروه دارای اختلال وسواس اجباری از گروه سالم

ویژگی	اطلاعات	صحت	حساسیت	ویژگی
میانگین	دامنه	۶۹/۴۶	۵۱/۶۶	۸۰/۱۱
اصلاح شده	فاز	۵۹/۰۰	۳۷/۷۷	۷۱/۷۰
	دامنه + فاز	۶۹/۶۸	۵۲/۲۷	۸۰/۱۱
میانه	دامنه	۶۷/۹۳	۴۹/۲۳	۷۹/۱۲
	فاز	۵۵/۳۲	۳۱/۲۷	۶۹/۷۱
	دامنه + فاز	۶۷/۵۳	۴۷/۷۴	۷۹/۳۸
ضریب کشیدگی	دامنه	۵۶/۰۰	۳۳/۸۳	۶۹/۲۶
	فاز	۵۵/۴۸	۳۳/۶۸	۶۸/۵۳
	دامنه + فاز	۵۷/۰۲	۳۴/۷۵	۷۰/۳۴
ضریب چولگی	دامنه	۵۹/۴۴	۲۸/۸۵	۷۷/۷۶
	فاز	۵۶/۶۲	۳۰/۹۷	۷۱/۹۷
	دامنه + فاز	۵۹/۴۴	۲۸/۶۹	۷۷/۸۵

**جدول (۹) -** کانال‌های مورد استفاده بین لوب‌های مختلف قشر مغز

شبکه	جفت کانال‌های مورد بررسی بین نواحی
پیشانی-گیج‌گاهی	(F8-T7), (F7-T8), (F4-T7), (F3-T8)
پیشانی-آهیانه	(F8-P7), (F7-P8), (F4-P3), (F3-P4)
پیشانی-پس‌سری	(F8-O1), (F7-O2), (F4-O1), (F3-O2)
گیج‌گاهی-آهیانه	(T8-P7), (T7-P8), (T7-P4), (T8-P3)
گیج‌گاهی-پس‌سری	(T8-O1), (T7-O2)

نتایج حاصل از طبقه‌بندی در جدول‌های (۱۰) تا (۱۴) ارائه شده است. بهترین دقت طبقه‌بندی در روش پیشنهادی به منظور تفکیک دو گروه بیمار و سالم برای شبکه‌ی پیشانی-آهیانه است. در بررسی الگوریتم پیشنهادی برای ارزیابی ارتباط بین نواحی مغزی، مانند حالات قبل ویژگی‌های آماری پایه‌ای میانگین اصلاح شده و میانه نسبت به ویژگی‌های آماری مرتبه‌ی بالاتر کشیدگی و چولگی دارای عمل‌کرد مطلوب‌تری هستند. صحت طبقه‌بندی برای اطلاعات دامنه‌ی شبکه‌ی پیشانی-آهیانه با ویژگی میانگین اصلاح شده ۹۲/۳۶ درصد و با ویژگی میانه ۹۱/۵۷ درصد است. هم‌چنین بررسی این نتایج نشان می‌دهد که صحت تشخیصی مربوط به اطلاعات پوش دامنه‌ی سیگنال و نیز هنگامی که پوش‌های دامنه و فاز سیگنال در کنار هم قرار می‌گیرند، بهتر است.

در این لوب‌ها نیز به صورت کلی نشان دهنده‌ی برتری اطلاعات دامنه‌ی سیگنال‌ها و نیز مشخصه‌ی میانگین اصلاح شده و میانه نسبت به سایر ویژگی‌ها است.

**جدول (۶) -** نتایج طبقه‌بندی کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک در بررسی ناحیه‌ی آهیانه‌ی مغز به منظور تفکیک گروه دارای اختلال وسواس اجباری از گروه سالم

ویژگی	اطلاعات	صحت	حساسیت	ویژگی
میانگین	دامنه	۷۵/۹۶	۶۴/۶۵	۸۲/۷۳
اصلاح شده	فاز	۵۹/۳۳	۱۹/۹۴	۸۲/۹۱
	دامنه + فاز	۷۶/۳۵	۶۵/۳۹	۸۲/۹۱
میانه	دامنه	۷۱/۶۷	۵۷/۸۸	۷۹/۹۳
	فاز	۵۸/۸۸	۲۰/۲۵	۸۲/۰۱
	دامنه + فاز	۷۲/۰۶	۵۹/۰۶	۷۹/۸۴
ضریب کشیدگی	دامنه	۵۳/۵۸	۳۱/۵۷	۶۷/۱۸
	فاز	۵۷/۰۷	۲۷/۷۹	۷۴/۶۰
	دامنه + فاز	۵۵/۷۱	۳۱/۵۷	۷۰/۱۶
ضریب چولگی	دامنه	۵۹/۸۴	۲۹/۴۵	۷۸/۰۳
	فاز	۵۷/۶۹	۲۶/۸۹	۷۶/۱۳
	دامنه + فاز	۶۲/۲۷	۲۵/۶۸	۸۴/۱۸

**جدول (۷) -** نتایج طبقه‌بندی کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک در بررسی ناحیه‌ی پس‌سری مغز به منظور تفکیک گروه دارای اختلال وسواس اجباری از گروه سالم

ویژگی	اطلاعات	صحت	حساسیت	ویژگی
میانگین	دامنه	۶۹/۶۸	۵۱/۰۵	۸۰/۸۴
اصلاح شده	فاز	۵۷/۱۳	۳۰/۸۲	۷۲/۸۸
	دامنه + فاز	۷۱/۳۳	۵۴/۳۹	۸۱/۴۶
میانه	دامنه	۶۹/۱۱	۵۱/۸۰	۷۹/۴۷
	فاز	۵۶/۱۷	۲۹/۴۵	۷۲۲/۱۵
	دامنه + فاز	۷۰/۱۹	۵۱/۲۱	۸۱/۵۵
ضریب کشیدگی	دامنه	۵۵/۶۵	۳۶/۷۰	۶۷/۰۰
	فاز	۵۴/۵۳	۲۷/۷۹	۷۰/۵۳
	دامنه + فاز	۵۴/۱۸	۳۲/۴۶	۶۷/۱۸
ضریب چولگی	دامنه	۵۷/۵۲	۳۰/۰۷	۷۳/۹۶
	فاز	۵۵/۲۰	۲۹/۰۰	۷۰/۸۹
	دامنه + فاز	۵۸/۴۹	۲۸/۷۰	۷۶/۳۱

### ۳-۲- نتایج ویژگی‌های مستخرج بین لوب‌های مختلف قشر مغز

بررسی‌های صورت گرفته در این بخش مربوط به ارزیابی ارتباط بین لوب‌های مختلف قشر مغز است. ناحیه‌های مورد بررسی شامل پیشانی-گیج‌گاهی، پیشانی-آهیانه، پیشانی-پس‌سری، گیج‌گاهی-آهیانه و گیج‌گاهی-پس‌سری می‌باشد. برای ارزیابی

**جدول (۱۲) - نتایج طبقه‌بند کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک در**

بررسی شبکه‌ی پیشانی-آهیانه‌ی مغز به منظور تفکیک گروه

دارای اختلال وسواس اجباری از گروه سالم

ویژگی	اطلاعات	صحت	حساسیت	ویژگی
میانگین	دامنه	۸۶/۸۸	۸۰/۳۶	۹۰/۷۸
اصلاح شده	فاز	۵۵/۶۶	۲۴/۱۷	۷۴/۵۰
	دامنه + فاز	۸۶/۷۷	۸۰/۲۱	۹۰/۶۹
میانه	دامنه	۸۴/۸۹	۷۷/۷۸	۸۹/۱۵
	فاز	۵۷/۲۴	۲۲/۹۷	۷۷/۷۶
	دامنه + فاز	۸۵/۰۱	۷۷/۳۳	۸۹/۶۰
ضریب کشیدگی	دامنه	۵۸/۲۶	۳۲/۰۳	۷۳/۹۳
	فاز	۵۸/۳۱	۳۰/۳۷	۷۵/۰۴
	دامنه + فاز	۵۸/۱۴	۳۲/۷۸	۷۳/۳۳
ضریب چولگی	دامنه	۶۵/۵۶	۳۷/۱۷	۸۲/۵۵
	فاز	۵۵/۲۶	۲۷/۱۹	۷۲/۰۶
	دامنه + فاز	۶۶/۶۹	۳۸/۶۷	۸۳/۴۵

**جدول (۱۳) - نتایج طبقه‌بند کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک در**

بررسی شبکه‌ی گیج‌گاهی-آهیانه‌ی مغز به منظور تفکیک گروه

دارای اختلال وسواس اجباری از گروه سالم

ویژگی	اطلاعات	صحت	حساسیت	ویژگی
میانگین	دامنه	۸۶/۸۸	۸۰/۲۲	۹۰/۸۷
اصلاح شده	فاز	۵۵/۶۶	۱۹/۳۴	۷۷/۴۰
	دامنه + فاز	۸۷/۳۹	۸۰/۹۶	۹۱/۲۳
میانه	دامنه	۸۴/۲۲	۷۷/۱۸	۸۸/۴۳
	فاز	۵۷/۳۵	۱۶/۱۸	۸۲/۰۰
	دامنه + فاز	۸۳/۸۸	۷۷/۲۰	۸۷/۸۸
ضریب کشیدگی	دامنه	۵۷/۹۷	۳۳/۸۳	۷۲/۴۳
	فاز	۵۴/۳۶	۲۷/۴۹	۷۰/۴۴
	دامنه + فاز	۵۷/۸۶	۳۵/۰۵	۷۱/۵۲
ضریب چولگی	دامنه	۶۳/۴۶	۳۲/۹۳	۸۱/۷۳
	فاز	۵۶/۶۸	۲۱/۱۴	۷۷/۹۴
	دامنه + فاز	۶۲/۳۹	۳۱/۲۷	۸۱/۰۱

**۴- بحث و بررسی**

به دلیل اختلال در ارتباط، هماهنگی و تقارن نقاط مختلف مغزی، در مطالعات مختلفی به کمک ویژگی‌های دومتغیره [۴]، ۹، ۲۶، ۴۳] و یا تک‌متغیره‌ی تفاضلی [۴۴] سعی در بررسی ارتباطات مغزی در بیماری وسواس اجباری به کمک ارائه‌ی ویژگی‌های مختلف در حوزه‌های فرکانس و زمان سیگنال الکتروانسفالوگرام شده است. در این مطالعه با ارائه‌ی یک دسته ویژگی جدید زمانی به کمی‌سازی ارتباط داخل و بین نیم‌کره‌ای سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام در حین انجام تکالیف روان‌شناختی فلانکر پرداخته شده است. هدف اصلی الگوریتم پیشنهادی، ارائه‌ی روشی کارآمد جهت شناسایی ارتباط

**جدول (۱۰) - نتایج طبقه‌بند کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک در**

بررسی شبکه‌ی پیشانی-آهیانه‌ی مغز به منظور تفکیک گروه

دارای اختلال وسواس اجباری از گروه سالم

ویژگی	اطلاعات	صحت	حساسیت	ویژگی
میانگین	دامنه	۹۲/۳۶	۹۲/۷۵	۹۲/۱۳
اصلاح شده	فاز	۵۸/۳۷	۲۴/۱۶	۷۸/۸۴
	دامنه + فاز	۹۲/۴۸	۹۱/۸۴	۹۲/۸۶
میانه	دامنه	۹۱/۵۷	۹۱/۵۴	۹۱/۵۹
	فاز	۵۸/۸۸	۲۱/۱۴	۸۱/۴۷
	دامنه + فاز	۹۱/۰۶	۹۰/۹۴	۹۱/۱۴
ضریب کشیدگی	دامنه	۶۹/۹۷	۵۹/۸۲	۷۶/۰۳
	فاز	۵۶/۶۲	۲۸/۴۰	۷۳/۵۱
	دامنه + فاز	۶۷/۵۸	۵۷/۴۲	۷۴/۲۴
ضریب چولگی	دامنه	۷۶/۰۲	۶۹/۱۸	۸۰/۱۱
	فاز	۵۶/۴۵	۲۳/۲۶	۷۶/۳۱
	دامنه + فاز	۷۵/۶۸	۶۷/۹۸	۸۰/۲۹

در بررسی نتایج به دست آمده از شبکه‌ی پیشانی-گیج‌گاهی مشخص شده که بهترین صحت تشخیص مقدار ۸۹/۶۵ درصد برای دامنه‌ی سیگنال و با ویژگی میانگین اصلاح شده است.

**جدول (۱۱) - نتایج طبقه‌بند کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک در**

بررسی شبکه‌ی پیشانی-گیج‌گاهی مغز به منظور تفکیک گروه

دارای اختلال وسواس اجباری از گروه سالم

ویژگی	اطلاعات	صحت	حساسیت	ویژگی
میانگین	دامنه	۸۹/۶۵	۸۳/۲۴	۹۳/۴۹
اصلاح شده	فاز	۵۷/۰۱	۲۴/۹۲	۷۶/۲۲
	دامنه + فاز	۸۸/۶۳	۸۳/۲۳	۹۱/۸۷
میانه	دامنه	۸۷/۲۸	۸۱/۵۷	۹۰/۶۹
	فاز	۵۶/۱۱	۱۸/۵۹	۷۸/۵۷
	دامنه + فاز	۸۶/۲۶	۸۰/۰۶	۸۹/۹۶
ضریب کشیدگی	دامنه	۵۸/۵۴	۳۴/۹۰	۷۲/۶۹
	فاز	۵۷/۹۷	۳۰/۵۱	۷۴/۴۱
	دامنه + فاز	۵۹/۰۵	۳۵/۵۰	۷۳/۱۵
ضریب چولگی	دامنه	۶۵/۳۸	۳۳/۸۳	۸۴/۲۷
	فاز	۵۷/۵۲	۲۶/۶۰	۷۶/۰۴
	دامنه + فاز	۶۴/۸۲	۳۲/۳۲	۸۴/۲۷

سایر شبکه‌های مورد بررسی در این مطالعه شامل شبکه‌های پیشانی-پس‌سری، گیج‌گاهی-آهیانه و گیج‌گاهی-پس‌سری می‌باشند. نتایج طبقه‌بندی برای این شبکه‌های مغزی نیز مانند حالت‌های قبل گویای برتری اطلاعات دامنه‌ی سیگنال نسبت به اطلاعات فاز است. از سوی دیگر دو ویژگی میانگین اصلاح شده و میانه نسبت به ویژگی‌های چولگی و کشیدگی عمل کرد مطلوب‌تری دارند.

این بخش از مطالعه نیز با مطالعات قبلی سازگار بوده چرا که در مطالعات پیشین عنوان شده است که این بیماری سبب تغییرات قابل توجه در اتصالات بین نواحی پیشانی و سایر مناطق مغز می‌شود [۴]. در این مطالعه نیز اتصالات بین شبکه‌ی پیشانی-گیج گاهی با صحت ۸۹/۶۵ درصد برای ویژگی میانگین اصلاح شده، شبکه‌ی پیشانی-پس‌سری با صحت ۸۶/۸۸ درصد برای همین ویژگی و شبکه‌ی پیشانی-آهیانه با صحت ۹۲/۴۸ درصد نشان دهنده‌ی هم‌سو بودن نتایج این بخش از مطالعه با مطالعات پیشین است. در ادامه با اعمال روش انتخاب ویژگی متوالی<sup>۱</sup> [۴۶]، اثربخشی ویژگی‌ها و نواحی بیش‌تر مورد بررسی قرار گرفته که نتایج نشان دهنده‌ی برتری میانگین اصلاح شده و یا میانه‌ی مستخرج از کانال‌های لوب پیشانی مخصوصاً بین کانال‌های FP1-FP2 است.

مقایسه‌ی دقیق روش‌های مختلف تشخیص اختلال وسواس اجباری به دلیل تفاوت‌های زیادی که در بین پژوهش‌ها وجود دارد، کار دشواری است. جهت مقایسه‌ی عادلانه در ابتدا مطالعاتی که تا کنون روی پایگاه داده‌ی مورد استفاده در این تحقیق انجام شده، مورد بررسی قرار گرفته است. این مطالعات شامل سه تحقیق بوده که در هیچ کدام از آن‌ها از روش‌های یادگیری ماشین برای تشخیص بیماری استفاده نشده و تنها تفاوت عمل‌کردی در هم‌گامی فازی و بروز موج‌های منفی مربوط به خطا<sup>۲</sup> در بیماران مبتلا به اختلال وسواس اجباری به کمک روش‌های آماری مانند آزمون  $t$  و یا آنالیز واریانس<sup>۳</sup> ارزیابی شده و تفاوت‌های معنی‌داری از هم‌گامی فاز باند تتا و یا افزایش موج منفی مربوط به خطا در بیماران گزارش شده است [۱۳، ۴۷، ۴۸]. در تحقیقات دیگری که روی پایگاه‌های داده‌ی غیر از داده‌ی مورد استفاده در این مطالعه انجام شده، از ویژگی‌های مختلفی مانند توان برای بررسی و تشخیص بیماری وسواس اجباری استفاده شده است [۲۵، ۴۹، ۵۰]. به عنوان مثال در یکی از این تحقیقات، عدم تقارن و تفاضل توان بین نیم‌کره‌های چپ و راست مربوط به نواحی مختلف مغزی و هر باند فرکانسی محاسبه شده که نتایج آن حاکی از تفاوت معنی‌دار در باند آلفای ناحیه‌ی پیشانی بین دو گروه وسواس اجباری و سالم است [۴۴]. با این حال از آن جهت که ارزیابی این مطالعات با روش‌های آماری مانند آزمون  $t$  و آنالیز واریانس صورت گرفته و صحتی برای آن‌ها گزارش نشده است، نمی‌توان مقایسه‌ی درستی با آن‌ها ترتیب داد اما نتایج بسیاری از این مطالعات حاکی از اختلال و عدم تقارن در لوب پیشانی مغز

فعالیت‌های الکتریکی و تقارن در نواحی مختلف مغزی افراد مبتلا به اختلال وسواس اجباری برای کاربردهای بالینی و تشخیص به موقع و کنترل موثر آن است. با توجه به ماهیت غیرخطی و غیرایستای سیگنال الکتروانسفالوگرام، ابتدا با استفاده از روش تجزیه به مولفه‌های مد ذاتی، سیگنال الکتروانسفالوگرام به توابع پایه‌ای تجزیه شده و در مرحله‌ی بعد به دلیل این که بررسی مجزای اطلاعات دامنه و فاز می‌تواند اطلاعات متفاوتی را جهت تشخیص ارائه دهد، پوش دامنه و فاز که حاوی تغییرات لحظه‌ای این متغیرها می‌باشد، محاسبه شده است. هم‌چنین به دلیل این که استخراج ویژگی‌های آماری نیاز به محاسبات پیچیده‌ی ریاضی نداشته و حاوی اطلاعات مفیدی در مورد میزان و نحوه‌ی پراکندگی، تقارن و یک‌نواختی توزیع سری‌ها بوده [۴۵]، در تشخیص این بیماری به صورت تفاضلی مورد آزمایش قرار گرفته است. نتایج به دست آمده نشان داده که به کمک ترکیب ویژگی میانگین اصلاح شده‌ی مستخرج از دامنه و فاز کانال‌های بین نیم‌کره‌ای، بیش‌ترین صحت تشخیصی با مقدار ۹۳/۷۸ درصد به دست آمده است. هم‌چنین در بررسی قدرت تشخیصی لوب‌های مختلف جهت کاهش تعداد کانال‌ها، لوب پیشانی مغز با ویژگی میانگین اصلاح شده برای پوش دامنه‌ی سیگنال با صحت ۸۸/۸۶ درصد بهتر از سایر لوب‌های مغزی عمل کرده است.

**جدول (۱۴) -** نتایج طبقه‌بند کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک در بررسی شبکه‌ی گیج‌گاهی-پس‌سری مغز به منظور تفکیک گروه دارای اختلال وسواس اجباری از گروه سالم

ویژگی	اطلاعات	صحت	حساسیت	ویژگی
میانگین	دامنه	۸۱/۱۱	۷۶/۱۳	۸۴/۰۹
اصلاح شده	فاز	۵۷/۰۷	۲۴/۴۸	۷۶/۵۸
	دامنه + فاز	۸۱/۵۶	۷۵/۹۷	۸۴/۹۰
میانه	دامنه	۸۰/۳۷	۷۴/۱۷	۸۴/۰۹
	فاز	۵۹/۶۲	۲۴/۷۸	۸۰/۴۷
ضریب کشیدگی	دامنه + فاز	۷۹/۹۸	۷۳/۸۶	۸۳/۶۳
	دامنه	۵۶/۱۶	۳۶/۸۶	۶۷/۷۲
ضریب چولگی	فاز	۵۶/۶۲	۳۰/۰۶	۷۲/۵۲
	دامنه + فاز	۵۶/۲۲	۳۸/۰۸	۶۷/۰۹
ضریب چولگی	دامنه	۶۰/۹۷	۲۸/۲۴	۸۰/۵۶
	فاز	۵۸/۱۵	۲۴/۳۱	۷۸/۴۰
	دامنه + فاز	۶۲/۷۸	۲۸/۳۹	۸۳/۳۷

در قسمتی دیگر از نتایج این مطالعه، برتری ویژگی‌های استخراجی از شبکه‌ی پیشانی-آهیانه اثبات شده است. نتایج

<sup>۳</sup> Analysis of Variance (ANOVA)

<sup>۱</sup> Sequential Feature Selection

<sup>۲</sup> Error-Related Negativity (ERN)

ویژگی‌های مختلفی مانند انواع آنروپی و اطلاعات متقابل و هم‌چنین از طبقه‌بندی‌های مختلف مانند ماشین بردار پشتیبان و جنگل تصادفی استفاده شده است. مقایسه‌ی صحت طبقه‌بندی در مقاله‌ی حاضر با تحقیقات پیشین نشان دهنده‌ی عمل‌کرد مناسب نتایج حاصل از الگوریتم پیشنهادی ارائه شده در این مطالعه به منظور تشخیص بیماری وسواس اجباری است.

بیماران وسواس اجباری بوده که این مهم در این تحقیق نیز به تایید رسیده است. به همین دلیل برای ارزیابی و مقایسه‌ی الگوریتم استفاده شده در این مطالعه به مرور تحقیقات پیشین مبتنی بر روش‌های یادگیری ماشین پرداخته شده و نتایج آن در جدول (۱۵) ارائه شده است. مشاهده می‌شود که بیش‌تر این مطالعات در حالت استراحت سیگنال انجام شده و در آن‌ها از

**جدول (۱۵) - مقایسه‌ی عمل‌کرد روش پیشنهادی و مطالعات مرتبط برای تشخیص اختلال وسواس اجباری با استفاده از یادگیری ماشین**

مقاله	تکالیف/ استراحت	ویژگی	طبقه‌بند	صحت
[۹]	استراحت-چشمان بسته	آنروپی جایگشت، نمونه و تقریبی- اطلاعات متقابل و انسجام	ماشین بردار پشتیبان	۸۵
[۱۸]	استراحت-چشمان بسته	آنروپی تقریبی	جنگل تصادفی	۸۹/۶۶
[۵۱]	استراحت-چشمان بسته	مقادیر هماهنگی (روش بهینه‌سازی کلونی مورچه برای انتخاب ویژگی)	ماشین بردار پشتیبان	۸۱/۰۴
[۵۲]	استراحت-چشمان باز	ضرایب موجک	شبکه‌ی عصبی مصنوعی	۷۱
[۵۳]	استراحت-چشمان بسته	اعمال تبدیل همگام‌سازی و استخراج نقشه‌های توپوگرافی	ماشین بردار پشتیبان و k نزدیک‌ترین همسایگی	۶۹
روش پیشنهادی	تکالیف فلانکر	میانگین اصلاح شده، میانه، کشیدگی و چولگی	کم‌ترین مربعات غیرمنفی تنک	۹۳/۷۸

بیماران از گروه سالم با کمک روش‌های مختلف طبقه‌بندی هستند که این مساله موثر بودن آن‌ها را در تشخیص این بیماری تایید می‌نماید.

**جدول (۱۶) - مقایسه‌ی بهترین صحت طبقه‌بندی‌های مختلف در ارزیابی روش پیشنهادی در نواحی پیشانی، نیم‌کره و شبکه‌ی پیشانی-آهیانه توسط ویژگی میانگین اصلاح شده**

طبقه‌بندها/ نواحی	پیشانی	نیم‌کره	شبکه‌ی پیشانی-آهیانه
شبکه‌ی عصبی بازگشتی <sup>۱</sup>	۹۶/۴۹	۹۷/۲۲	۹۸/۴۷
شبکه‌ی عصبی پیش‌روی آبخاری <sup>۲</sup>	۹۷/۳۹	۹۸/۲۴	۹۸/۹۲
شبکه‌ی عصبی رگرسیون تعمیم یافته <sup>۳</sup>	۸۶/۸۷	۹۳/۲۷	۹۳/۰۹
ماشین بردار پشتیبان	۹۰/۴۴	۹۳/۲۶	۹۳/۳۸
K نزدیک‌ترین همسایگی	۸۷/۸۳	۹۲/۷۰	۹۲/۸۷

## ۵- نتیجه‌گیری

وسواس اجباری یک بیماری مزمن و اختلال روانی اجتماعی است که باعث کاهش قابل توجه کیفیت زندگی مبتلایان شده و روابط فردی و اجتماعی آن‌ها را تحت تاثیر قرار می‌دهد [۱۲]. از این رو تشخیص این اختلال از اهمیت ویژه‌ای برخوردار بوده و توجه محققان را به خود جلب کرده است. در این پژوهش رویکرد جدیدی برای کمی‌سازی عدم تقارن بین نواحی مختلف مغزی به منظور تشخیص اختلال وسواس اجباری ارائه شده است. در مطالعه‌ی حاضر با توجه به وجود اختلال در ارتباط بین نواحی مختلف مغز بیماران دارای اختلال وسواس اجباری، یک دسته ویژگی جدید تفاضلی که تفاوت آماری بین اجزای پایه‌ای سیگنال را کمی‌سازی می‌کنند، ارائه شده که نتایج نشان دهنده‌ی عمل‌کرد مناسب ویژگی‌های آماری پایه‌ای در نواحی بین نیم‌کره‌ای، شبکه‌ی پیشانی-آهیانه و لوب پیشانی در

به منظور مقایسه و ارزیابی بهتر روش پیشنهادی ارائه شده در این مطالعه، نتایج به دست آمده توسط ویژگی میانگین اصلاح شده به عنوان بهترین ویژگی ارائه شده در سه ناحیه‌ی پیشانی، نیم‌کره و شبکه‌ی پیشانی-آهیانه با طبقه‌بندی‌های مختلف مورد ارزیابی قرار گرفته و در جدول (۱۶) گزارش شده است. نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که ویژگی‌های پیشنهادی حتی به صورت انفرادی قادر به ارائه‌ی نتایج قابل توجه در تفکیک

<sup>۱</sup> Generalized Regression Neural Network (GRNN)

<sup>۱</sup> Recurrent Neural Network (RNN)

<sup>۲</sup> Cascade Forward Neural Network (CFNN)

- dependency measurements," *International journal of neural systems*, vol. 25, no. 03, p. 1550010, 2015.
- [10] Y. W. SHIN, T. H. Ha, S. Y. Kim, and J. S. Kwon, "Association between EEG alpha power and visuospatial function in obsessive-compulsive disorder," *Psychiatry and Clinical Neurosciences*, vol. 58, no. 1, pp. 16-20, 2004.
- [11] S. Olbrich, H. Olbrich, M. Adamaszek, I. Jahn, U. Hegerl, and K. Stengler, "Altered EEG lagged coherence during rest in obsessive-compulsive disorder," *Clinical Neurophysiology*, vol. 124, no. 12, pp. 2421-2430, 2013.
- [12] M. P. N. Perera, N. W. Bailey, S. E. Herring, and P. B. Fitzgerald, "Electrophysiology of obsessive compulsive disorder: a systematic review of the electroencephalographic literature," *Journal of Anxiety Disorders*, vol. 62, pp. 1-14, 2019.
- [13] T. O. Gründler, J. F. Cavanagh, C. M. Figueroa, M. J. Frank, and J. J. Allen, "Task-related dissociation in ERN amplitude as a function of obsessive-compulsive symptoms," *Neuropsychologia*, vol. 47, no. 8-9, pp. 1978-1987, 2009.
- [14] A.-L. Dohrmann, K. Stengler, I. Jahn, and S. Olbrich, "EEG-arousal regulation as predictor of treatment response in patients suffering from obsessive compulsive disorder," *Clinical Neurophysiology*, vol. 128, no. 10, pp. 1906-1914, 2017.
- [15] A. Shrivastava, A. K. Tripathy, and P. K. Dalal, "A SVM-based classification approach for obsessive compulsive disorder by oxidative stress biomarkers," *Journal of Computational Science*, vol. 36, p. 101023, 2019.
- [16] O. Tan and S. Aydin, "Electroencephalographic Complexity and Decreased Randomness in Drug-Naive Obsessive-Compulsive Patients," *Dusunen Adam The Journal of Psychiatry and Neurological Sciences*, vol. 30, no. 2, p. 101, 2017.
- [17] P. Ozel, A. Karaca, A. Olamat, A. Akan, M. A. Özçoban, and O. Tan, "Intrinsic Synchronization Analysis of Brain Activity in Obsessive-compulsive Disorders," *International Journal of Neural Systems*, vol. 30, no. 09, p. 2050046, 2020.
- [18] T. B. Altuğlu et al., "Prediction of treatment resistance in obsessive compulsive disorder patients based on EEG complexity as a biomarker," *Clinical Neurophysiology*, vol. 131, no. 3, pp. 716-724, 2020.
- [19] S. Z. Metin et al., "Use of EEG for Predicting Treatment Response to Transcranial Magnetic Stimulation in Obsessive Compulsive Disorder,"

تشخیص بیماری است. برتری ویژگی‌های مستخرج از دامنه‌ی سیگنال در مقابل تغییرات لحظه‌ای فاز آن نیز از نتایج دیگر به دست آمده در این مطالعه است. در مجموع می‌توان عنوان نمود که روش ارائه شده با دستیابی به نتایج مناسب با استفاده از استخراج ویژگی‌های آماری که بار محاسباتی زیادی ندارند، توانسته است مصالحه‌ای بین صحت و پیچیدگی بار محاسباتی ایجاد کند که این مهم کاربرد آن را برای استفاده در موارد کلینیکی امکان‌پذیر می‌سازد.

## ۶- مراجع

- [1] B. Tan, Q. Liu, C. Wan, Z. Jin, Y. Yang, and L. Li, "Altered functional connectivity of alpha rhythm in obsessive-compulsive disorder during rest," *Clinical EEG and neuroscience*, vol. 50, no. 2, pp. 88-99, 2019.
- [2] S. Ferreira, J. M. Pego, and P. Morgado, "The efficacy of biofeedback approaches for obsessive-compulsive and related disorders: A systematic review and meta-analysis," *Psychiatry Research*, vol. 272, pp. 237-245, 2019.
- [3] D. Kamaradova et al., "Cognitive deficits in patients with obsessive-compulsive disorder-electroencephalography correlates," *Neuropsychiatric Disease and Treatment*, vol. 12, p. 1119, 2016.
- [4] S. Yazdi-Ravandi et al., "Differential pattern of brain functional connectome in obsessive-compulsive disorder versus healthy controls," *EXCLI journal*, vol. 17, p. 1090, 2018.
- [5] T. Lagemann et al., "Early orbitofrontal hyperactivation in obsessive-compulsive disorder," *Psychiatry Research: Neuroimaging*, vol. 202, no. 3, pp. 257-263, 2012.
- [6] R. B. Pachori and V. Bajaj, "Analysis of normal and epileptic seizure EEG signals using empirical mode decomposition," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 104, no. 3, pp. 373-381, 2011.
- [7] M. A. Özçoban, O. Tan, and A. Akan, "Analysis of frontal phase synchronization in OCD patients," in *2018 26th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, 2018: IEEE, pp. 1-4.
- [8] D. Kamaradova et al., "EEG correlates of induced anxiety in obsessive-compulsive patients: comparison of autobiographical and general anxiety scenarios," *Neuropsychiatric disease and treatment*, vol. 14, p. 2165, 2018.
- [9] S. Aydin, N. Arica, E. Ergul, and O. Tan, "Classification of obsessive compulsive disorder by EEG complexity and hemispheric



- level: EEG analysis using empirical mode decomposition and second order difference plot," *Behavioural brain research*, vol. 362, pp. 240-248, 2019.
- [30] M. A. Özçoban, S. Kara, O. Tan, and S. Aydın, "Investigation the level of neural synchronization by using global field synchronization method in Obsessive Compulsive Disorder," in 2014 18th National Biomedical Engineering Meeting, 2014: IEEE, pp. 1-3 .
- [31] P. Ghaderyan and A. Abbasi, "Dynamic Hilbert warping, a new measure of RR-interval signals evaluated in the cognitive load estimation," *Medical engineering & physics*, vol. 40, pp. 103-109, 2017.
- [32] Y. Li and A. Ngom, "Classification approach based on non-negative least squares," *Neurocomputing*, vol. 118, pp. 41-57, 2013.
- [33] P. Ghaderyan, A. Abbasi, and S. Saber, "A new algorithm for kinematic analysis of handwriting data; towards a reliable handwriting-based tool for early detection of alzheimer's disease," *Expert Systems with Applications*, vol. 114, pp. 428-440, 2018.
- [34] P. Ghaderyan and S. M. G. Beyrami, "Neurodegenerative diseases detection using distance metrics and sparse coding: A new perspective on gait symmetric features," *Computers in biology and medicine*, vol. 120, p. 103736, 2020.
- [35] S. M. G. Beyrami and P. Ghaderyan, "A robust, cost-effective and non-invasive computer-aided method for diagnosis three types of neurodegenerative diseases with gait signal analysis," *Measurement*, vol. 156, p. 107579, 2020.
- [36] M. Chaumon, D. V. Bishop, and N. A. Busch, "A practical guide to the selection of independent components of the electroencephalogram for artifact correction," *Journal of neuroscience methods*, vol. 250, pp. 47-63, 2015.
- [37] E. Saifutdinova, J. Koprivova, L. Lhotska, and M. Macas, "Topological properties of functional brain connectivity in obsessive-compulsive disorder," in XIV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2016, 2016: Springer, pp. 157-161 .
- [38] R. A. Rios and R. F. de Mello, "Applying empirical mode decomposition and mutual information to separate stochastic and deterministic influences embedded in signals," *Signal Processing*, vol. 118, pp. 159-176, 2016.
- [39] S. Li, W. Zhou, Q. Yuan, S. Geng, and D. Cai, "Feature extraction and recognition of ictal EEG Clinical EEG and Neuroscience, vol. 5 ,no. 3, pp. 139-145, 2020.
- [20] N. Wolff, W. Chmielewski, J. Buse, V. Roessner, and C. Beste, "Paradoxical response inhibition advantages in adolescent obsessive compulsive disorder result from the interplay of automatic and controlled processes," *NeuroImage: Clinical*, vol. 23, p. 101893, 2019.
- [21] B.-K. Min, S. J. Kim, J. Y. Park, and H.-J. Park, "Prestimulus top-down reflection of obsessive-compulsive disorder in EEG frontal theta and occipital alpha oscillations," *Neuroscience letters*, vol. 496, no. ۳, pp. 181-185, 2011.
- [22] H. Lei et al., "Abnormal small-world brain functional networks in obsessive-compulsive disorder patients with poor insight," *Journal of Affective Disorders*, vol. 219, pp. 119-125, 2017.
- [23] S. Velikova, M. Locatelli, C. Insacco, E. Smeraldi, G. Comi, and L. Leocani, "Dysfunctional brain circuitry in obsessive-compulsive disorder: source and coherence analysis of EEG rhythms," *Neuroimage*, vol. 49, no. 1, pp. 977-983, 2010.
- [24] P. Desarkar, V. K. Sinha, K. Jagadheesan, and S. H .Nizamie, "Subcortical functioning in obsessive-compulsive disorder: an exploratory EEG coherence study," *The World Journal of Biological Psychiatry*, vol. 8, no. 3, pp. 196-200, 2007.
- [25] P. Perros, E. S. Young, J. J. Ritson, G. W. Price, and P. Mann", "Power spectral EEG analysis and EEG variability in obsessive-compulsive disorder," *Brain Topography*, vol. 4, no. 3, pp. 187-192, 1992.
- [26] M. A. Özçoban, O. Tan, S. Aydın, and A. Akan, "Decreased global field synchronization of multichannel frontal EEG measurements in obsessive-compulsive disorders," *Medical & biological engineering & computing*, vol. 56, no. 2, pp. 331-338, 2018.
- [27] S. Aydın and O. Tan, "Classification of band-specific regional hemispheric connectivity in obsessive compulsive disorder ",in 2017 25th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 2017: IEEE, pp. 1-4 .
- [28] G. Chandel, O. Farooq, M. H. N. Shaikh, and P. M. Shanir, "Seizure detection in neonatal EEG signals using EMD based features," in 2017 International Conference on Multimedia, Signal Processing and Communication Technologies (IMPACT), 2017: IEEE, pp. 89-93 .
- [29] H. Hadoush, M. Alafeef, and E. Abdulhay, "Automated identification for autism severity

- [47] J. F. Cavanagh, T. O. J. Gründler, M. J. Frank, and J. J. B. Allen, "Altered cingulate sub-region activation accounts for task-related dissociation in ERN amplitude as a function of obsessive-compulsive symptoms," *Neuropsychologia*, vol. 48, no. 7, pp. 2098-2109, 2010/06/01/ 2010, doi: <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2010.03.031>.
- [48] J. F. Cavanagh, M. X. Cohen, and J. J. Allen, "Prelude to and resolution of an error: EEG phase synchrony reveals cognitive control dynamics during action monitoring," *Journal of Neuroscience*, vol. 29, no. 1, pp. 98-105, 2009.
- [49] F. Karadag, N. K. Oguzhanoglu, T. KURT, A. Oguzhanoglu, F. Atesci, and O. ÖZDEL, "Quantitative EEG analysis in obsessive compulsive disorder," *International journal of neuroscience*, vol. 113, no. 6, pp. 833-847, 2003.
- [50] A. Akan, M. A. Özçoban, and O. Tan, "Investigation of EEG relative power spectral changes in obsessive compulsive disorder patients," in 2017 Medical Technologies National Congress (TIPTEKNO), 2017: IEEE, pp. 1-4 .
- [51] T. T. Erguzel, S. Ozekes, G. H. Sayar, O. Tan, and N. Tarhan, "A hybrid artificial intelligence method to classify trichotillomania and obsessive compulsive disorder," *Neurocomputing*, vol. 161, pp. 220-228, 2015.
- [52] N. Hazarika, J. Z. Chen, A. C. Tsoi, and A. Sergejew, "Classification of EEG signals using the wavelet transform," *Signal processing*, vol. 59, no. 1, pp. 61-72, 1997.
- [53] P. Ozel, A. Olatat, and A. Akan, "A Diagnostic Strategy via Multiresolution Synchrosqueezing Transform on Obsessive Compulsive Disorder," *International Journal of Neural Systems*, vol. 31, no. 12, p. 2150044, 2021.
- using EMD and SVM," *Computers in biology and medicine*, vol. 43, no. 7, pp. 807-816, 2013.
- [40] P. Ghaderyan and A. Abbasi, "An efficient automatic workload estimation method based on electrodermal activity using pattern classifier combinations," *International Journal of Psychophysiology*, vol. 110, pp. 91-101, 2016.
- [41] D.-J. Kwon, J.-H. Im, M. R. Siddiqi, and J. Hur, "Detection Technique for Manufacturing Imperfection of Rare-earth Magnets on IPMSM," in 2020 IEEE Energy Conversion Congress and Exposition (ECCE), 2020: IEEE, pp. 1407-1410 .
- [42] Ş. Tot, A. Özge, Ü. Çömelekoğlu, K. Yazici, and N. Bal, "Association of QEEG findings with clinical characteristics of OCD: evidence of left frontotemporal dysfunction," *The Canadian Journal of Psychiatry*, vol. 47, no. 6, pp. 538-545, 2002.
- [43] M. A. Özçoban and A. Akan, "Frontal Synchronization Biases in Obsessive-Compulsive Disorders," in 2019 Medical Technologies Congress (TIPTEKNO), 2019: IEEE, pp. 1-4 .
- [44] M. Ischebeck, T. Endrass, D. Simon, and N. Kathmann, "Altered frontal EEG asymmetry in obsessive-compulsive disorder," *Psychophysiology*, vol. 51, no. 7, pp. 596-601, 2014.
- [45] P. Ghaderyan, A. Abbasi, and M. H. Sedaaghi, "An efficient seizure prediction method using KNN-based undersampling and linear frequency measures," *Journal of neuroscience methods*, vol. 232, pp. 134-142, 2014.
- [46] P. Pudil, J. Novovičová, and J. Kittler, "Floating search methods in feature selection," *Pattern Recognition Letters*, vol. 15, no. 11, pp. 1119-1125, 1994 .