

## Differential Information Extraction of Electroencephalogram Signals for Obsessive-Compulsive Disorder Detection

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

1. MSc Student, Faculty of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran.

[Fa\\_manzari98@sut.ac.ir](mailto:Fa_manzari98@sut.ac.ir)

2. Assistant Professor, Faculty of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran. (Corresponding Author) [p\\_ghaderyan@sut.ac.ir](mailto:p_ghaderyan@sut.ac.ir)

### Abstract

**Introduction:** Obsessive-Compulsive Disorder (OCD) is a chronic mental and social disease that is prevalent in about 2 to 3% of the human population leading to cognitive impairments and affecting the quality of a patient's life. Obsessive-compulsive patients are usually treated with one of three methods, selective serotonin reuptake inhibitors, cognitive behavioral therapy, or a combination of the two. Recently, in addition to these three methods, new methods such as theta stimulation, deep brain stimulation, repetitive transcranial magnetic stimulation, and biofeedback approaches have been presented to treat these patients. The electroencephalogram signal is a vital and non-invasive signal for evaluating the electrical activities of the brain, which has been used as a useful tool in the diagnosis of obsessive-compulsive disorder. Since this signal has a non-stationary and chaotic nature, its analysis by non-linear methods can be more useful. Therefore, in this study, the decomposition method into intrinsic mode components, which is a useful method for analyzing nonlinear and biological signals, has been used.

**Method:** Previous studies have demonstrated interdependence impairments between different brain regions in patients with OCD. Hence, this study has provided a new approach based on the decomposition of signals into intrinsic components and extraction of differential transient changes in amplitude envelope and phase spectra of the EEG signal recorded during Flanker tasks. The proposed algorithm has been evaluated using 19 healthy subjects and 11 patients by the Support Vector Machine (SVM) classifier.

**Finding:** The obtained results have confirmed the capability of the proposed method in diagnosing the disease with high accuracy of 93.89% using amplitude differential information of the electroencephalogram signal.

**Conclusion:** In this study, the electroencephalogram signal, which is a non-invasive and cost-effective method, was used to diagnose obsessive-compulsive disorder. In comparison between different regions, the statistical features extracted from the frontal lobe, the frontal-parietal network, and the inter-hemispheric features have offered better detection ability.

**Keywords:** Empirical Mode Decomposition (EMD), Support Vector Machine (SVM), Differential statistical features, Obsessive-Compulsive Disorder (OCD).

## استخراج اطلاعات تفاضلی سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام جهت تشخیص اختلال وسواس اجباری

سال دوم، بهار ۱۴۰۰  
شماره اول، صص: ۴۳ - ۳۵

تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۱۰/۲۳  
تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۱۲/۲۵

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

۱. کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران. Fa\_manzari98@sut.ac.ir  
۲. استادیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران. (نویسنده مسئول) p\_ghaderyan@sut.ac.ir

**چکیده:** اختلال وسواس اجباری یک بیماری مزمن ذهنی و اجتماعی است که در بین حدود ۲ تا ۳ درصد جمعیت انسان‌ها شیوع دارد و سبب مشکلاتی در عملکردهای شناختی و افت کیفیت زندگی مبتلایان می‌گردد. به همین علت تشخیص صحیح و به‌هنگام آن می‌تواند به روان‌پزشکان در درمان و یا کنترل این بیماری کمک کند. تحقیقات پیشین در زمینه بیماری وسواس اجباری نشان‌دهنده اختلال در فعالیت الکتریکی بین نواحی مختلف مغزی بوده‌اند. بنابراین، در این مطالعه رویکردی جدید در زمینه تشخیص اختلال وسواس اجباری ارائه شده است که مبتنی بر تجزیه سیگنال به توابع پایه‌ای ذاتی و استخراج تغییرات لحظه‌ای دامنه و فاز سیگنال الکتروانسفالوگرام به صورت تفاضلی در حین انجام تکالیف فلانکر می‌باشد. ارزیابی الگوریتم پیشنهادی با داده‌های الکتروانسفالوگرام ۱۹ فرد سالم و ۱۱ بیمار دارای اختلال وسواس اجباری توسط طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان صورت گرفته است. نتایج به دست آمده، قابلیت روش پیشنهادی در تشخیص بیماری را با صحت بالای ۹۳/۸۹ درصد با استفاده از اطلاعات تفاضلی دامنه سیگنال الکتروانسفالوگرام نشان داده‌اند. در مقایسه بین نواحی مختلف ویژگی‌های آماری مستخرج از لوب پیشانی، شبکه پیشانی-آهیانه و نیمکره مغزی کارایی بیشتری در تشخیص بیماری ارائه داده‌اند.

**واژه‌های کلیدی:** تجزیه به مؤلفه‌های مد ذاتی، ماشین بردار پشتیبان، ویژگی‌های آماری تفاضلی، اختلال وسواس اجباری.

## ۱. مقدمه

اختلال وسواس اجباری یک اختلال ذهنی و روانی ناتوان کننده است که در بین حدود ۲ تا ۳ درصد جمعیت انسان‌ها شیوع دارد [۱]. این بیماری چهارمین اختلال روانی و دهمین علت ناتوانی در جهان است [۲] که با وسواس در قالب افکار مزاحم، فشارهایی که باعث پریشانی یا اضطراب می‌شوند و اجبار به شکل رفتارهای تکراری که برای سرکوب اضطراب و تسکین استرس هستند، همراه می‌باشد [۳]. از این رو، تشخیص به موقع آن می‌تواند به روان پزشکان در تشخیص و درمان کمک کند.

اختلال وسواس اجباری را می‌توان به زیرگروه‌های مختلفی مانند: بررسی، شک و تردید، اختلال وسواس اجباری شدید، اختلال وسواس اجباری متوسط، اختلال وسواس اجباری آهسته، تمیزکردن و اختلال وسواس اجباری همراه با افسردگی تقسیم نمود [۴]. بیماران مبتلا به وسواس اجباری معمولاً به یکی از سه روش، مهارکننده‌های انتخاب مجدد سرتونین انتخابی، درمان شناختی رفتاری و یا ترکیبی از این دو درمان می‌شوند [۵]. اخیراً علاوه بر این سه روش، روش‌های جدیدی مانند تحریک تتا [۶]، تحریک عمیق مغز [۷]، تحریک مغناطیسی ترانس کرانیال تکراری [۸] و رویکردهای بیوفیدبک [۲] برای درمان این بیماران ارائه شده‌اند.

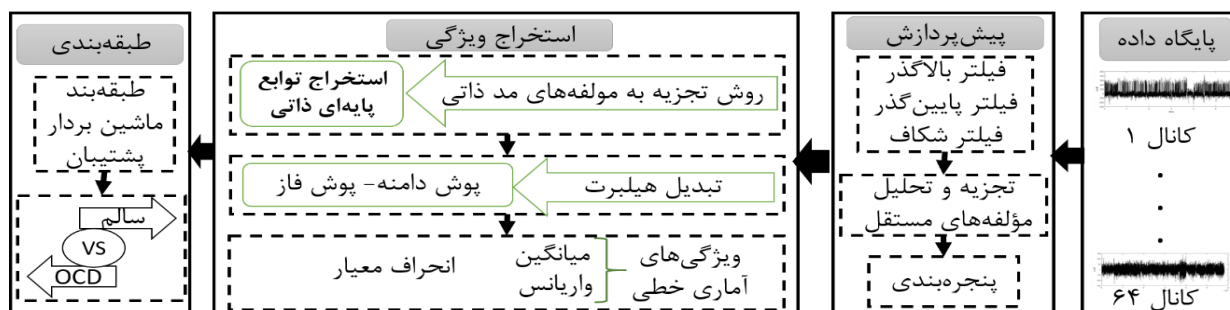
سیگنال الکتروانسفالوگرام یک سیگنال حیاتی و غیرتهاجمی برای ارزیابی فعالیت‌های الکتریکی مغز می‌باشد که به عنوان یک ابزار مفید در تشخیص اختلال وسواس اجباری مورد استفاده قرار گرفته است [۹]. در سال‌های اخیر ویژگی‌های مختلفی از این سیگنال جهت تشخیص و ارزیابی این بیماری استفاده شده است که به عنوان مثال می‌توان به استخراج ویژگی‌های خطی مانند توان باندهای مختلف فرکانسی [۱۰، ۴] و ویژگی‌های غیرخطی مانند آنتروپی [۱۱] اشاره کرد. از آنجاکه این سیگنال دارای ماهیت غیرایستا و آشوبی است، بنابراین تجزیه و تحلیل آن توسط روش‌های غیرخطی می‌تواند مفیدتر باشد. از این رو، در این مطالعه، از روش تجزیه به مؤلفه‌های مد ذاتی که یک روش مفید برای

تحلیل سیگنال‌های غیرخطی و بیولوژیکی است، استفاده شده است. این روش غیرخطی به تجزیه سیگنال به توابع پایه‌ای ذاتی می‌پردازد و به طور ویژه برای تجزیه و تحلیل سیگنال‌های غیرایستا کاربرد دارد [۱۲]. از سوی دیگر، نمایش تحلیلی سیگنال الکتروانسفالوگرام از اهمیت بالایی برخوردار است، زیرا به توصیف لحظه‌ای سیگنال کمک می‌کند و اطلاعات فرکانسی محلی توابع پایه‌ای را در مقیاس‌های زمانی مختلف آشکار می‌کند. با این تحلیل می‌توان مشخصه‌های مربوط به تغییرات لحظه‌ای سیگنال و اطلاعات نهفته آن را به دست آورد [۱۳]. به همین منظور تبدیل هیلبرت به توابع پایه‌ای ذاتی اعمال شده و اطلاعات دامنه و فاز آن‌ها محاسبه می‌گردد تا از آن‌ها به عنوان ورودی در مرحله بعدی استخراج ویژگی استفاده گردد. در ادامه، میانگین، واریانس و انحراف معیار پوش‌های دامنه و فاز توابع پایه‌ای ذاتی حاصل شده و تفاضل میان پوش‌های دامنه توابع پایه‌ای ذاتی و پوش‌های فاز توابع پایه‌ای ذاتی جهت کانال‌های مغزی به عنوان شاخصی در تشخیص اختلال وسواس اجباری با استخراج تفاوت بین فعالیت‌های الکتریکی مغز به دست می‌آیند. همچنین، به منظور ارزیابی الگوریتم پیشنهادی و تفکیک گروه دارای اختلال وسواس اجباری از گروه سالم، از طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان استفاده شده است. جهت ارزیابی میزان صحت روش پیشنهادی از سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام در حین انجام تکالیف فلانکر که یک نوع تکلیف شناختی یادگیری تقویتی است، استفاده شده است.

ساختار کلی مقاله حاضر بدین شرح می‌باشد: در بخش ۲ مواد و روش‌های تحقیق معرفی شده و در بخش ۳ نتایج حاصل از تحقیق ارائه گردیده است. بخش ۴ به جمع‌بندی روش پیشنهادی با بررسی الگوریتم پیشنهادی و مقایسه آن با روش‌های قبلی پرداخته است.

## ۲. مواد و روش

مراحل الگوریتم پیشنهادی مقاله حاضر در شکل ۱ نشان داده شده است که شامل پایگاه داده، پیش‌پردازش، استخراج ویژگی و طبقه‌بندی می‌باشد. هر کدام از مراحل ذکر شده در زیر بخش مربوط شرح داده خواهد شد.



شکل ۱: ساختار کلی روش پیشنهادی برای تشخیص اختلال وسواس اجباری

## ۱.۲. پایگاه داده

در مطالعه حاضر به جهت ارزیابی قدرت الگوریتم پیشنهادی از پایگاه داده‌ای که توسط جیمز کونگ و همکاران گردآوری شده، استفاده شده است [۳]. این پایگاه داده دربرگیرنده سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام مربوط به ۱۹ فرد سالم و ۱۱ بیمار دارای اختلال وسواس اجباری می‌باشد، که در رنج سنی بین ۱۸ تا ۲۲ سال قرار داشتند. همچنین طول داده‌های مورد استفاده در این مطالعه بین ۱۴ دقیقه تا ۲۵ دقیقه می‌باشد. داده‌های موجود در هنگام انجام تکالیف فلانکر و با استفاده از ۶۴ الکتروتود پوست سر Ag-AgCl و مطابق با سیستم بین‌المللی ۲۰-۱۰ جمع‌آوری شده است. همچنین با دو الکتروتود که در پایین چشم‌ها قرار داشتند حرکات افقی و عمودی چشم‌ها ثبت شده است. به منظور جدا کردن افراد شرکت کننده به دو گروه سالم و بیمار، از پرسش‌نامه و سواس اجباری بازبینی شده (OCI-R) که از ۱۸ ماده و شش بعد وسواس اجباری تشکیل شده، استفاده شده است [۳].

نسخه مورد استفاده تکالیف فلانکر در این مطالعه از رشته‌های مختلف حرف برای بلوک‌های مختلف استفاده می‌کند (به‌عنوان مثال: MMNMM ؛ QQOQQ). ده بلوک از ۴۰ محرک فلانکر/هدف ارائه شد. در هر سری حروف بزرگ، شرکت کنندگان باید حرف اصلی را که می‌تواند همانند (به‌عنوان مثال: MMMMM) یا متفاوت (به‌عنوان مثال: MMNMM) باشد، شناسایی کنند [۳].

## ۲.۲. پیش پردازش

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 مؤلفه‌های مستقل و پنجره‌بندی است. در ابتدا سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام توسط یک فیلتر ساده FIR بالاگذر با فرکانس قطع ۰/۵ هرتز و یک فیلتر FIR پایین‌گذر ۷۰ هرتز فیلتر شدند و سپس به منظور رفع نویزهای برق شهر نیز یک فیلتر میان‌گذر شکاف با فرکانس قطع ۶۰ هرتز به کار گرفته شده است. در مرحله دوم از پیش‌پردازش به منظور حذف آرتیفکت‌های بیولوژیکی مانند حرکات چشم، چشم‌زدن، نویز حرکت گردن، نویزهای ناشی از سیگنال قلب و حرکات ماهیچه از روش تجزیه و تحلیل مؤلفه‌های مستقل استفاده شده است. پس از اعمال تجزیه و تحلیل مؤلفه‌های مستقل از روش انتخاب نیمه خودکار اجزای مستقل الکتروانسفالوگرام برای تصحیح آرتیفکت‌ها استفاده شده است [۱۴]. در مرحله آخر از پیش‌پردازش، سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام به پنجره‌های ۲۰ ثانیه‌ای بدون همپوشانی تقسیم‌بندی شدند تا استخراج ویژگی صورت گیرد.

## ۳.۲. استخراج ویژگی

سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام با روش تجزیه به مؤلفه‌های مد ذاتی به توابع پایه‌ای ذاتی تجزیه می‌شوند. به منظور بررسی اطلاعات دامنه و فاز توابع پایه‌ای ذاتی، تبدیل هیلبرت به آن‌ها اعمال می‌شود [۱۳]. در مرحله بعدی، میانگین، واریانس و انحراف معیار پوش‌های دامنه و فاز توابع پایه‌ای ذاتی محاسبه می‌شوند و سپس تفاوت سه ویژگی خطی بین جفت کانال‌های نواحی مختلف مغز برای محاسبه تفاوت بین دو کانال حاصل می‌گردد. به‌عنوان مثال؛ واریانس پوش دامنه و فاز توابع پایه‌ای ذاتی کانال F1 منهای واریانس پوش دامنه و فاز توابع پایه‌ای ذاتی کانال F2 می‌شود و تفاوت بین دو کانال به دست می‌آید. به همین ترتیب، برای هر سه ویژگی و برای کانال‌های مختلف، فرایند ذکر شده انجام می‌شود تا از آن به‌عنوان شاخصی برای تشخیص اختلال وسواس اجباری استفاده شود.

## ۱.۳.۲. تجزیه به مؤلفه‌های مد ذاتی سیگنال الکتروانسفالوگرام

با استفاده از روش تجزیه به مؤلفه‌های مد ذاتی، هر پنجره سیگنال الکتروانسفالوگرام به تعداد محدودی توابع پایه ذاتی تقسیم می‌شوند. این روش از فرآیند غربالگری برای به دست آوردن مجموعه توابع پایه از سیگنال  $y(t)$  استفاده می‌کند. برای این منظور، حداکثر محلی و مینیمم محلی سیگنال  $y(t)$  مشخص می‌شوند. سپس، حداکثرهای محلی متصل می‌شوند و پوش بالا با استفاده از درون‌یابی شکاف مکعبی محاسبه می‌شود. از سوی دیگر، پوش پایینی سیگنال نیز با اتصال حداقل‌های محلی متوالی محاسبه می‌شود. متوسط پوش  $m(t)$  به‌عنوان میانگین پوش بالا و پایین تعریف می‌شود. سپس هر تابع پایه‌ای ذاتی منتخب از سیگنال اصلی  $y(t)$  به صورت  $h(t) = y(t) - m(t)$  قابل محاسبه است.

روش ذکر شده تا هنگامی که دو مورد از شروط الزامی توابع پایه‌ای ذاتی ارضاء شود، تکرار می‌شود:

$$(۱) \quad \text{متوسط پوش باید نزدیک به صفر باشد.}$$

$$(۲) \quad \text{تفاوت بین تعداد اضافی و تعداد عبور از صفر باید حداکثر یک باشد.}$$

اگر تابع پایه‌ای ذاتی منتخب شرایط را برآورده کند، از سیگنال اصلی کم می‌شود، به‌عنوان مثال:

$$(۱) \quad r(t) = y(t) - h_1(t)$$

سپس، مانده  $r(t)$  برای محاسبه تابع پایه‌ای ذاتی بعدی استفاده می‌شود. در نتیجه سیگنال اصلی را می‌توان به صورت رابطه (۲) نشان داد:

$$(۲) \quad y(t) = \sum_{k=1}^n (h_k(t) + r(t))$$

که  $h_k$ ،  $k$  امین تابع پایه‌ای ذاتی است و  $r(t)$  باقیمانده نهایی سیگنال می‌باشد [۱۳]. در این مطالعه، پنجره‌های سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام دارای تعداد مختلف تابع پایه‌ای ذاتی بودند. لذا شش تابع پایه‌ای اول که دارای بیشترین فرکانس، نزدیک به ویژگی‌های اصلی سیگنال و مشترک بین همه پنجره‌ها هستند، برای تجزیه و تحلیل بیشتر استفاده شده است.

با استفاده از نمایش تحلیلی سیگنال الکتروانسفالوگرام می‌توان مشخصه‌های مربوط به تغییرات لحظه‌ای و اطلاعات نهفته آن را به دست آورد. سیگنال تحلیلی تابع پایه‌ای ذاتی ( $M(t)$ ) به صورت رابطه (۳) تعریف می‌شود:

$$d(t) = M(t) + M_H(t) = D(t) \exp(j\varphi(t)) \quad (۳)$$

که  $D(t)$ ،  $M_H(t)$  و  $\varphi(t)$  به ترتیب تبدیل هیلبرت، دامنه و فاز لحظه‌ای  $M_H(t)$  را نشان می‌دهند. دامنه و فاز لحظه‌ای را می‌توان به ترتیب با روابط (۴) و (۵) محاسبه نمود [۱۳]:

$$D(t) = \sqrt{M^2(t) + M_H^2(t)} \quad (۴)$$

$$\varphi(t) = \tan^{-1} \left[ \frac{M_H(t)}{M(t)} \right] \quad (۵)$$

در این مطالعه از دامنه و فاز لحظه‌ای توابع پایه‌ای ذاتی مختلف به عنوان ورودی در مرحله استخراج ویژگی استفاده شده است.

### ۳/۳/۲. ویژگی‌های تک‌متغیره آماری خطی

در این مرحله از استخراج ویژگی، میانگین، واریانس و انحراف معیار پوش‌های دامنه و فاز توابع پایه‌ای ذاتی محاسبه می‌شوند. سپس تفاضل میان ویژگی‌های آماری پوش‌های دامنه توابع پایه‌ای ذاتی جفت کانال‌ها و پوش‌های فاز توابع پایه‌ای ذاتی جفت کانال‌ها به منظور تفکیک گروه سالم و گروه بیمار محاسبه گردیده است. در ادامه ویژگی‌های آماری خطی شرح داده می‌شوند:

۱- ویژگی خطی میانگین: اگر فرض کنیم که سری زمانی  $X$  به صورت  $X_1, X_2, \dots, X_n$  باشد، در این صورت میانگین آن به صورت رابطه (۶) محاسبه می‌شود [۱۵]:

$$\overline{X} = \frac{X_1 + X_2 + \dots + X_n}{n} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i \quad (۶)$$

۲- ویژگی خطی واریانس: برابر با متوسط مربع فاصله مقادیر از میانگین آن‌ها است. واحد اندازه‌گیری آن به صورت مربع (توان) می‌باشد و طبق رابطه (۷) قابل محاسبه است [۱۵]:

$$\text{var}(X) = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \overline{X})^2}{n} \quad (۷)$$

۳- ویژگی خطی انحراف معیار: اگر از واریانس جذر بگیریم مقدار انحراف از معیار به دست می‌آید (رابطه (۸)) و واحد آن همان واحد داده‌ها است [۱۶].

$$SD(X) = \sqrt{\text{var}(X)} \quad (۸)$$

### ۴.۲. طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان

یکی از طبقه‌بندهای رایج و کارآمد که برای طبقه‌بندی داده‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد، طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان می‌باشد. از جمله کاربردهای این طبقه‌بندها می‌توان به تشخیص چهره، تشخیص اعداد و دستخط، تشخیص گفتار، بازیابی تصاویر و اطلاعات اشاره کرد. این طبقه‌بند یک مدل یادگیری با نظارت و قدرتمند است که برای طبقه‌بندی و رگرسیون استفاده می‌شود و از برجسته‌ترین طبقه‌بندها در یادگیری آماری است که بردارها را در فضای با ابعاد بالا ترسیم می‌کند و یک ابر صفحه برای جدا کردن دو کلاس با تقریب خطی می‌سازد [۱۷]. ماشین بردار پشتیبان یک الگوریتم کامپیوتری می‌باشد که به کمک نمونه‌های آموزشی یاد می‌گیرد که برچسب‌ها را به اهداف مدنظر اختصاص دهد. این الگوریتم از چهار مفهوم اساسی ابر صفحه جداکننده، حداکثر حاشیه ابر صفحه، حاشیه نرم و تابع هسته تشکیل شده است [۱۸] و فرآیند آموزش آن به معنای شناسایی یک ابر صفحه با قابلیت تولید مجدد است که فاصله (و یا "حاشیه") بین بردارهای پشتیبانی هر دو برچسب کلاس را به حداکثر می‌رساند [۱۹].

در این مطالعه، برای تفکیک بیماران دارای اختلال وسواس اجباری و افراد سالم با استفاده از ویژگی‌های خطی که به صورت تفاضلی به کار برده شده‌اند، از طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان با تابع هسته‌ای شعاعی و اعتبار سنجی متقابل پنج‌گانه استفاده شده است. در این طبقه‌بند داده‌های آموزشی و آزمایشی به نسبت ۸۰ درصد به ۲۰ درصد تقسیم‌بندی شده‌اند.

### ۴. نتایج شبیه‌سازی

هدف از این مطالعه بررسی نواحی بین نیم‌کره‌ای و داخل نیم‌کره‌ای مغز در حین انجام تکالیف فلانکر با استفاده از طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان می‌باشد. نتایج برای اطلاعات دامنه و فاز سیگنال گزارش شده است. در مقاله حاضر، ۷ ناحیه مغزی مختلف و ۵ شبکه مغزی مورد بررسی قرار گرفته‌اند. نواحی مورد مطالعه شامل: پیشانی، گیجگاهی، آهیانه‌ای، پس سری، پیشانی مرکزی، پیشانی گیجگاهی، نیم‌کره (همه نواحی با هم) می‌باشد. همچنین شبکه‌های مغزی مورد بررسی شامل: پیشانی - گیجگاهی، پیشانی - آهیانه‌ای، پیشانی - پس سری، گیجگاهی - آهیانه و گیجگاهی - پس سری است. برای ارزیابی الگوریتم پیشنهادی، کانال‌ها به صورت جفت بین دو ناحیه یا داخل نواحی در نظر گرفته شده‌اند. کانال‌های مورد مطالعه در بررسی لوب‌های مغزی و شبکه‌های مغزی در جدول ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱: کانال‌های مورد استفاده در نواحی و شبکه‌های مختلف قشر مغز

نواحی مورد بررسی	جفت کانال‌های مورد بررسی در نواحی مختلف مغز
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)
پیشانی مرکزی	(FC1-FC2), (FC3-FC4), (FC5-FC6)
پیشانی گیجگاهی	(FT7-FT8)
نیم‌کره (همه نواحی با هم)	(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)
پیشانی-آهیانه	(F8-P7), (F7-P8), (F4-P3), (F3-P4)
پیشانی-گیجگاهی	(F8-T7), (F7-T8), (F4-T7), (F3-T8)
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 نشان می‌دهد که ویژگی آماری میانگین نسبت به ویژگی‌های آماری واریانس و انحراف معیار نتایج بهتری دارد و قادر به تفکیک دو گروه بیمار و سالم با صحت بالاتری می‌باشد. از سوی دیگر، استخراج ویژگی‌های آماری نیاز به محاسبات پیچیده ریاضی ندارد و حاوی اطلاعات مفیدی در مورد میزان و نحوه پراکندگی، تقارن و یکنواختی توزیع سیگنال‌های زمانی هستند، و کاربرد آن‌ها در تشخیص بیماری‌ها و اهداف کلینیکی می‌تواند مفید باشد [۲۰]. در نتیجه با استخراج تفاضل میانگین اطلاعات دامنه و فاز جفت کانال‌های نواحی مغزی می‌توان به تشخیص اختلال وسواس اجباری پرداخت و کیفیت زندگی بیماران را افزایش داد.

نتایج طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان نشان‌دهنده قدرت تشخیصی بالای اختلال وسواس اجباری برای دامنه سیگنال‌ها و قدرت تشخیصی پایین فاز سیگنال‌ها در حین انجام تکالیف فلانکر در بررسی ارتباطات نواحی مغز است. در حالت کلی، در حین اجرای تکالیف فلانکر پوش فاز سیگنال الکتروانسفالوگرام قادر به تفکیک مناسب گروه بیمار از افراد سالم نمی‌باشد و صحت طبقه‌بند مورد استفاده برای این پوش سیگنال در ارزیابی همه نواحی مغزی پایین است.

در این مطالعه برای نشان دادن کارایی و اثربخشی طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان پارامترهای ارزیابی مختلف مانند صحت (Acc)، حساسیت (Sen) و ویژگی (Spe) مورد مطالعه قرار گرفته‌اند. روابط معیارهای استفاده‌شده، به صورت روابط (۹)، (۱۰) و (۱۱) می‌باشد.

$$Sen = \frac{TP}{(TP + FN)} \quad (9)$$

$$Spe = \frac{TN}{(TN + FP)} \quad (10)$$

$$Acc = \frac{(TP + TN)}{(TP + TN + FP + FN)} \quad (11)$$

علائم به کاررفته در روابط فوق به معنای زیر هستند:  
 TP: تعداد نمونه‌هایی که به درستی بیمار تشخیص داده شده‌اند.  
 TN: تعداد نمونه‌هایی که به درستی سالم تشخیص داده شده‌اند.  
 FP: تعداد نمونه‌هایی که به اشتباه بیمار تشخیص داده شده‌اند.  
 FN: تعداد نمونه‌هایی که به اشتباه سالم تشخیص داده شده‌اند.  
 نتایج طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان در جدول ۲ ارائه شده است. بالاترین صحت طبقه‌بندی در تفکیک گروه بیمار از گروه سالم با ویژگی میانگین برای پوش دامنه سیگنال در لوب پیشانی، نیمکره مغزی و شبکه پیشانی-آهیانه به ترتیب با صحت‌های ۹۰/۳۲، ۹۳/۱۱ و ۹۳/۸۹ درصد حاصل گردید.

جدول ۲: نتایج طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان در بررسی نواحی و شبکه‌های مغزی به منظور تفکیک گروه دارای اختلال وسواس اجباری از گروه سالم

نواحی	اطلاعات	ویژگی میانگین			ویژگی واریانس			ویژگی انحراف معیار		
		صحت (%)	حساسیت (%)	ویژگی (%)	صحت (%)	حساسیت (%)	ویژگی (%)	صحت (%)	حساسیت (%)	ویژگی (%)
نیم‌کره	دامنه	۹۳/۱۱	۸۳/۳۸	۹۸/۹۱	۸۰/۰۳	۵۱/۶۵	۹۷/۰۱	۸۵/۴۶	۶۵/۱۰	۹۷/۶۴
	فاز	۶۲/۳۳	۱/۰۵	۹۹/۰۰	۶۶/۰۰	۱۱/۶۲	۹۸/۵۵	۶۵/۹۵	۱۰/۸۷	۹۸/۹۱
پیشانی	دامنه	۹۰/۳۲	۸۰/۲۰	۹۶/۳۸	۷۷/۵۴	۴۸/۷۶	۹۴/۷۵	۸۰/۶۵	۵۶/۰۳	۹۵/۳۸
	فاز	۶۲/۴۴	۴/۸۳	۹۶/۹۲	۶۲/۱۰	۳/۴۷	۹۷/۱۹	۶۱/۵۳	۳/۴۷	۹۶/۲۹
گیجگاهی	دامنه	۶۹/۰۶	۳۸/۸۱	۸۷/۱۶	۶۶/۴۶	۲۸/۲۶	۸۹/۳۲	۶۵/۸۳	۲۶/۷۴	۸۹/۲۴
	فاز	۶۱/۳۱	۱۳/۷۵	۸۹/۷۸	۵۹/۸۹	۱۲/۲۳	۸۸/۴۲	۵۹/۹۵	۱۲/۰۸	۸۸/۶۰
آهیانه	دامنه	۷۷/۶۶	۵۴/۳۸	۹۱/۵۹	۷۲/۹۰	۳۸/۹۶	۹۳/۲۱	۷۲/۹۶	۴۳/۴۹	۹۰/۵۹
	فاز	۶۱/۵۹	۴/۵۳	۹۵/۷۴	۶۴/۸۷	۱۴/۹۵	۹۴/۷۵	۶۳/۹۱	۱۳/۴۳	۹۴/۱۲
پس‌سری	دامنه	۶۸/۴۹	۳۳/۶۷	۸۹/۳۳	۶۵/۴۹	۲۶/۴۲	۸۸/۸۷	۶۲/۵۰	۲۰/۰۹	۸۷/۸۸
	فاز	۶۰/۶۸	۱۲/۳۸	۸۹/۶۰	۵۹/۷۸	۱۰/۷۲	۸۹/۱۴	۶۰/۳۵	۱۱/۷۸	۸۹/۴۱
پیشانی	دامنه	۸۳/۷۰	۶۴/۹۵	۹۴/۹۳	۷۱/۲۰	۳۲/۳۲	۹۴/۴۸	۷۵/۲۸	۴۷/۵۸	۹۱/۸۶
	فاز	۶۱/۴۲	۷/۴۰	۹۳/۷۵	۶۱/۴۸	۶/۶۵	۹۴/۳۰	۶۱/۳۱	۷/۱۰	۹۳/۷۵
پیشانی	دامنه	۷۱/۰۹	۴۱/۳۸	۸۸/۸۷	۶۸/۷۲	۳۰/۰۶	۹۱/۸۶	۶۵/۲۱	۲۷/۶۴	۸۷/۷۰
	فاز	۶۰/۵۱	۱۱/۴۸	۸۹/۸۷	۵۸/۸۸	۷/۵۵	۸۹/۶۰	۵۸/۷۶	۷/۲۴	۸۹/۶۰
پیشانی - آهیانه	دامنه	۹۳/۸۹	۸۷/۶۱	۹۷/۶۴	۸۴/۵۵	۶۴/۷۹	۹۶/۷۹	۸۹/۱۹	۷۸/۶۹	۹۵/۴۸
	فاز	۶۰/۷۴	۴/۰۷	۹۴/۶۶	۶۱/۰۸	۳/۷۷	۹۵/۳۸	۶۱/۳۶	۳/۹۲	۹۵/۷۴
پیشانی - آهیانه	دامنه	۸۸/۹۱	۷۷/۰۴	۹۶/۰۲	۷۶/۴۱	۴۶/۰۸	۹۴/۵۷	۸۰/۳۷	۶۰/۲۶	۹۲/۴۰
	فاز	۶۱/۳۱	۵/۵۸	۹۴/۶۶	۶۰/۹۱	۲/۲۶	۹۶/۰۲	۶۰/۴۶	۳/۱۷	۹۴/۷۵
پیشانی - پس‌سری	دامنه	۸۸/۵۱	۷۵/۲۱	۹۶/۴۷	۷۶/۷۵	۴۸/۷۹	۹۳/۴۸	۷۹/۵۸	۵۴/۶۷	۹۴/۴۸
	فاز	۶۰/۸۶	۴/۹۸	۹۴/۳۰	۶۰/۹۷	۳/۴۷	۹۵/۳۸	۶۱/۷۶	۵/۱۳	۹۵/۶۵
گیجگاهی - آهیانه	دامنه	۸۹/۴۸	۷۸/۰۸	۹۶/۲۹	۷۹/۵۲	۵۲/۵۶	۹۵/۶۵	۸۱/۰۴	۵۸/۶۰	۹۴/۴۸
	فاز	۶۲/۱۰	۴/۰۷	۹۶/۸۳	۶۱/۳۱	۴/۹۸	۹۵/۰۲	۶۲/۷۸	۵/۴۳	۹۷/۱۰
گیجگاهی - پس‌سری	دامنه	۸۱/۸۹	۶۳/۵۹	۹۲/۸۵	۷۳/۸۱	۴۱/۵۴	۹۳/۱۲	۷۲/۶۸	۴۳/۸۰	۸۹/۹۶
	فاز	۶۰/۹۷	۸/۷۶	۹۲/۲۲	۵۹/۶۱	۷/۲۵	۹۰/۹۵	۶۱/۱۹	۹/۲۰	۹۲/۳۱

#### ۴. نتیجه‌گیری و جمع‌بندی

ویژگی‌های سیگنال الکتروانسفالوگرام ارائه‌شده که با بررسی ارتباط بین نواحی مغزی به کمک ویژگی‌های ساده و دور از محاسبات پیچیده به تشخیص بیماری وسواس اجباری بپردازد. از این‌رو، در این مقاله رویکردی جدید برای تشخیص این بیماری با محاسبه ویژگی‌های تقاضی آماری مربوط به پوش‌های دامنه و یا پوش‌های فاز توابع پایه‌ای ذاتی جفت کانال‌ها در نواحی مختلف مغز با استفاده از روش غیرخطی تجزیه به مؤلفه‌های مد ذاتی و تبدیل هیلبرت ارائه‌گردید.

نتایج بسیاری از مطالعات گذشته در زمینه اختلال وسواس اجباری نشان‌دهنده اختلال و ناهنجاری‌هایی در لوب پیشانی مغز بیماران دارای وسواس اجباری می‌باشد [۱۱، ۲۴]، که این مهم در مطالعات این مقاله نیز تأیید شده‌است. علاوه بر این، تحقیقات گذشته از اختلال ارتباط بین

اختلال وسواس اجباری یک بیماری مزمن و اختلال روانی اجتماعی است که به‌طور قابل توجهی کیفیت زندگی را کاهش می‌دهد. بنابراین، در این مطالعه از سیگنال الکتروانسفالوگرام که یک روش غیرتهاجمی و مقرون-به‌صرفه است، برای تشخیص اختلال وسواس اجباری استفاده شده‌است [۵]. تحقیقات پیشین ناهنجاری‌هایی در لوب پیشانی [۱۱، ۲۱] و اختلال ارتباط ناحیه پیشانی با سایر نواحی مغز [۲۲، ۲۳] را نشان داده‌اند. در نتیجه، ضروری است الگوریتمی جدید و متناسب با

- [۷] E. E. Smith *et al.*, "A brief demonstration of frontostriatal connectivity in OCD patients with intracranial electrodes," *NeuroImage*, p. 117138, 2020.
- [۸] X. Ma, Y. Huang, L. Liao, and Y. Jin, "A randomized double-blinded sham-controlled trial of  $\alpha$  electroencephalogram-guided transcranial magnetic stimulation for obsessive-compulsive disorder," *Chinese medical journal*, vol. 127, no. 4, pp. 601-606, 2014.
- [۹] S. Aydin 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.
- [۱۰] U. Hegerl *et al.*, "EEG-vigilance differences between patients with borderline personality disorder, patients with obsessive-compulsive disorder and healthy controls," *European Archives of Psychiatry and Clinical Neuroscience*, vol. 258, no. 3, pp. 137-143, 2008.
- [۱۱] S. Aydin, N. Arica, E. Ergul, and O. Tan, "Classification of obsessive compulsive disorder by EEG complexity and hemispheric dependency measurements," *International journal of neural systems*, vol. 25, no. 03, p. 1550010, 2015.
- [۱۲] 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.
- [۱۳] 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.
- [۱۴] 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.
- [۱۵] 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.
- [۱۶] A. Hamad, E. H. Houssein, A. E. Hassanien, and A. A. Fahmy, "Feature extraction of epilepsy EEG using discrete wavelet transform," in *2016 12th international computer engineering conference (ICENCO)*, 2016: IEEE, pp. 190-195.
- [۱۷] 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. 107, ۲۰۲۰.
- [۱۸] W. S. Noble, "What is a support vector machine?," *Nature biotechnology*, vol. 24, no. 12, pp. 1565-1567, 2006.
- [۱۹] D. A. Pisner and D. M. Schnyer, "Support vector machine," in *Machine Learning*: Elsevier, 2020, pp. 101-121.
- [۲۰] 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.
- [۲۱] 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.
- [۲۲] S. Yazdi-Ravandi *et al.*, "Differential pattern of brain functional connectome in obsessive-compulsive disorder
- نواحی مختلف مغز خبر داده‌اند، به‌عنوان مثال در مطالعه‌ای که توسط یزدی راوندی و همکاران انجام شده است، اختلال در ارتباط لوب پیشانی با لوب گیجگاهی نشان داده شده است [۲۲]. همچنین در دیگر پژوهش‌ها، اختلالات پیشانی-آهیانه [۶، ۲۲]، افزایش قابل توجه انسجام در پیشانی-پس سری [۲۳]، کاهش انسجام غیرخطی بین نواحی پیشانی مغز [۲۴] در بیماران دارای اختلال وسواس اجباری نشان داده شده است که حاکی از اختلالات شبکه‌های مغزی می‌باشد. در این مطالعه، ارتباط بین شبکه پیشانی-آهیانه با صحت ۹۳/۸۹ درصد، شبکه پیشانی-گیجگاهی با صحت ۸۸/۹۱ درصد و شبکه پیشانی-پس سری با صحت ۸۸/۵۱ درصد نشان‌دهنده همسو بودن نتایج به‌دست‌آمده با مطالعات پیشین است. تشخیص بیماری وسواس اجباری با صحت بالای ۹۳/۸۹ درصد و سازگار بودن نتایج حاصل با تحقیقات پیشین صورت گرفته حاکی از مؤثر و مفید بودن روش پیشنهادی در این مطالعه است. از سوی دیگر، نتایج نشان‌دهنده کارایی بیشتر اطلاعات دامنه سیگنال الکتروانسفالوگرام در حین اجرای تکالیف فلانکر نسبت به اطلاعات فاز سیگنال در تشخیص اختلال وسواس اجباری می‌باشد.

## سپاسگزاری

لازم به ذکر است که این تحقیق با حمایت ستاد راهبردی توسعه علوم و فناوری‌های شناختی انجام گرفته است و نویسندگان بر خود لازم می‌دانند که مراتب قدردانی خود را از این ستاد ابراز کنند.

## مراجع

- [۱] 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.
- [۲] 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.
- [۳] 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.
- [۴] 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.
- [۵] 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.
- [۶] A. Naro *et al.*, "Theta burst stimulation for the treatment of obsessive-compulsive disorder: a pilot study," *Journal of Neural Transmission*, vol. 126, no. 12, pp. 1667-1677, 2019.



versus healthy controls," *EXCLI journal*, vol. 17, p. 1090, 2018.

- [۲۳] 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.
- [۲۴] 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.