The Effect of Transcranial Direct Current Stimulation on Linear and Nonlinear EEG Signal Characteristics in Patients with Contamination Obsessive-Compulsive Disorder

Fateme Asadollahzadeh Shamkhal[1], Ali Moghimi[1*], Hamidreza Kobravi[2], Javad Salehi Fadardi[3,4]

[1]Rayan Research Center for Neuroscience and Behavior, Department of Biology, Faculty of Science, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran
[2]Medical Engineering Research Center, Faculty of Engineering, Islamic Azad University of Mashhad, Mashhad, Iran
[3]School of Community and Global Health, Claremont Graduate University, Claremont, USA
[4]Department of Psychology, Faculty of Education and Psychology, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran

Article Info:

Received: **15 Oct 2023** ***Revised:*** **16 Jan 2024** ***Accepted*****: 20 Jan 2024**

ABSTRACT

Introduction: Contamination Obsessive-Compulsive Disorder (C-OCD) is one of the most common subtypes of OCD. Recently, transcranial direct current stimulation (tDCS) has been suggested as a new solution for improving symptoms in patients with OCD. Evaluating the effectiveness of tDCS through electroencephalogram (EEG) signals can provide a better estimate of improvement and reveal how tDCS leads to changes in the dynamics and features of brain signals. Selecting the optimal features of EEG signals among different features is necessary to show the impact of tDCS. Hence, this study aimed to identify features that undergo substantial changes following tDCS intervention. ***Materials and Methods:*** 10 patients with C-OCD received 20 minutes of tDCS in 10 sessions. The cathode electrode was placed on the left orbitofrontal cortex, and the anode on the cerebellar area. Before and after receiving tDCS, the Yale-Brown Obsession scale (Y-BOCS) was completed, and EEG signals were recorded at rest with open and closed eyes. Then, features such as Fuzzy Synchronization Likelihood (FSL), power spectrum, and Recurrence Quantification Analysis (RQA) were extracted from the EEG signals. Then, the Relief algorithm selected optimal features based on tDCS effectiveness. ***Results:*** The Relief algorithm revealed that RQA indices were more optimal for reflecting tDCS impact compared to other features among those extracted from EEG signals. Moreover, the DET and Lmax values significantly increased after tDCS intervention. ***Conclusion:*** By influencing neural interactions and balancing neuronal activity, tDCS has caused changes in the brain complexity of patients with C-OCD. As a result, there is a correlation between the effectiveness estimated by the Y-BOCS and the features selected by the relief algorithm. tDCS alters brain complexity in EEG compared with other features in C-OCD patients.

Keywords:

1. Transcranial Direct Current Stimulation
2. Electroencephalography
3. Obsessive-Compulsive Disorder

***Corresponding Author:** Ali Moghimi

Email: *moghimi@um.ac.ir*

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.61186/shefa.12.1.22]

بررسی تاثیر تحریک tDCS بر ویژگی‌های خطی و غیر خطی سیگنال EEG در بیماران وسواس آلودگی

فاطمه اسداله زاده شمخال[۱]، علی مقیمی*[۱]، حمیدرضا کبروی[۲]، جواد صالحی فدردی[۳،۴]

[۱]مرکز پژوهشی علوم اعصاب و رفتار رایان، گروه زیست شناسی، دانشکده علوم، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران
[۲]مرکز تحقیقات مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، مشهد، ایران
[۳]دانشکده علوم اجتماعی و بهداشت جهانی، دانشگاه تحصیلات تکمیلی کلرمونت،کلرمونت، آمریکا
[۴]گروه روانشناسی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران

اطلاعات مقاله:
دریافت: ۲۳ مهر ۱۴۰۲ اصلاحیه: ۲۶ دی ۱۴۰۲ پذیرش: ۳۰ دی ۱۴۰۲

چکیده

مقدمه: وسواس آلودگی، یکی از شایع‌ترین انواع وسواس است. به تازگی tDCS به‌عنوان راهکاری جدید برای بهبود علائم در بیماران وسواس پیشنهاد شده است. بررسی این اثربخشی از طریق سیگنال‌های EEG می‌تواند تخمین بهتری از میزان بهبودی را فراهم کند و آشکار کند که چگونه tDCS منجر به تغییر در دینامیک و ویژگی‌های سیگنال مغزی می‌گردد. انتخاب ویژگی‌های مناسبِ سیگنال EEG از میان ویژگی‌های مختلف برای نشان دادن اثر tDCS ضروری است. لذا هدف این پژوهش یافتن ویژگی‌هایی است که پس از اعمال مداخله tDCS، تغییرات قابل ملاحظه ای داشته باشند. **مواد و روش‌ها:** ۱۰ فرد مبتلا به C-OCD ۲۰ دقیقه tDCS را در ده جلسه دریافت کردند. الکترود کاتد بر روی ناحیه OFC چپ و آند بر روی ناحیه مخچه قرار گرفت. در قبل و بعد از tDCS، پرسشنامه وسواس فکری-عملی ییل براون (Y-BOCS) توسط افراد تکمیل شد و سیگنال EEG نیز در حالت استراحت و چشم باز و چشم بسته ثبت شد. سپس ویژگی‌های احتمال همزمانی فازی (FSL)، طیف توان و تجزیه و تحلیل کمّی بازگشتی (RQA) از سیگنال EEG استخراج شد. سپس با استفاده از الگوریتم ریلیف، ویژگی‌های بهینه بر اساس اثربخشی tDCS انتخاب شدند. **یافته‌ها:** الگوریتم ریلیف نشان داد که از میان ویژگی‌های استخراج شده از EEG، ویژگی‌های RQA در نمایان کردن تاثیر tDCS نسبت به سایر ویژگی‌ها بهینه تر هستند. همچنین مقدار شاخص‌های DET و Lmax، در بعد از tDCS افزایش معنی‌داری داشت. **نتیجه‌گیری:** tDCS از طریق تاثیر بر تعاملات نورون‌های مغز و متعادل‌سازی فعالیت نورونی، سبب ایجاد تغییرات در پیچیدگی مغز افراد مبتلا به C-OCD شده است. در نتیجه بین میزان اثربخشی برآورد شده با Y-BOCS و ویژگی‌های انتخاب شده توسط الگوریتم ریلیف، همبستگی وجود دارد. مشخصه‌ی پیچیدگی مغز در EEG بیشتر از هر ویژگی دیگری تاثیر tDCS را نشان می‌دهد.

واژه‌های کلیدی:
۱- تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای مستقیم
۲- الکتروانسفالوگرافی
۳- اختلال وسواسی- جبری

***نویسنده مسئول:** علی مقیمی
پست الکترونیک: *moghimi@um.ac.ir*

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-11-17]
[DOI: 10.61186/shefa.12.1.22]

مقدمه

بسیاری از افراد، افکار مزاحم یا تمایلات رفتاری غیرقابل مقاومتی دارند. زمانی که این تمایلات بیش از اندازه می‌شود و به شکل وسواس و اجبار درآید، ممکن است افراد تشخیص اختلال وسواسی-اجباری[1] (OCD) دریافت کنند. OCD به وسیله افکار وسواسی[2] و یا رفتارهای اجباری[3] تعریف می‌شود. افکار وسواسی تکانه‌ها، افکار، تمایلات و تصاویر مزاحم و ناخواسته‌ای هستند که در اغلب اوقات با اضطراب همراه می‌باشند. رفتارهای اجباری نیز اعمال ذهنی و یا رفتارهای تکراری هستند که بر اساس آن افراد احساس می‌کنند که باید طبق قوانین سختگیرانه‌ای اعمالی را در پاسخ به افکار وسواسی و برای دستیابی حس کامل بودن انجام دهند (۱،۲). OCD، اختلال بسیار رایجی است و در حدود ۲،۵ تا ۳ درصد از کل جمعیت دارای این اختلال هستند. OCD می‌تواند بسیار شدید و ناتوان کننده باشد و به روش‌های مختلفی بروز داده شود (۲). یکی از شایع‌ترین نوع اختلالات وسواس، وسواس نوع آلودگی[4] (C-OCD) می‌باشد. حداقل ۵۰ درصد از کل مبتلایان اختلال OCD، علائم وسواس نوع آلودگی را دارند. افراد مبتلا به این اختلال در مواجهه با آلاینده‌ها، دچار اضطراب می‌شوند (۳).

اختلال وسواس یکی از رفتارهای پیچیده‌ی نورولوژیک است که مجموعه‌ای از انتقال دهنده‌های عصبی[5] از جمله: سروتونین[6]، دوپامین[7]، گلوتامات[8] و گابا[9] در آن نقش دارند. همچنین اختلال و کارکرد غیرطبیعی در برخی از ساختارهای مغزی به‌خصوص مدار CSTC[10] می‌تواند در بیماران OCD مشهود باشد. از اجزای مدار CSTC می‌توان به قشر حدقه‌ای پیشانی (OFC[11])، قشر سینگولیت قدامی (ACC[12])، هسته‌های قاعده‌ای[13] و تالاموس[14] اشاره کرد. در مطالعات تصویربرداری مغز در افراد مبتلا به OCD، ناهنجاری‌هایی از قبیل کاهش و یا افزایش فعالیت در بخش‌های دیگری از مغز مانند هسته های سجافی[15]، ناحیه پیش- حرکتی تکمیلی[16] (Pre-SMA)، شکنج کمربندی[17]، مخچه و قشر آهیانه[18] دیده شده است (۶-۴).

بیشتر از ۴۰ درصد بیماران OCD به راهکارهای درمانی رایج نظیر دارو درمانی و مداخلات روان درمانی پاسخ نمی‌دهند. به تازگی تحریک الکتریکی مستقیم فراجمجمه ای (tDCS[19]) به‌عنوان راهکار درمانی مناسب در جهت کاهش علائم مقاوم به درمان در بیماران OCD پیشنهاد شده است. با توجه به نواحی مغزی درگیر در بیماران OCD، تحریک tDCS در مطالعات مختلف، اغلب بر روی یکی از نواحی OFC یا قشر پیش پیشانی جانبی-خلفی (DLPFC[20]) و یا ناحیه حرکتی تکمیلی (SMA) اعمال شده است. به نظر می‌رسد که tDCS از طریق قرار دادن الکترودها در مونتاژهای مختلف از طریق اعمال جریان (۲-۱ میلی آمپر) می‌تواند به طور مستقیم در جهت افزایش یا کاهش فعالیت ناحیه‌ی هدف، در راستای کاهش علائم OCD و بهبود علائم اضطراب و افسردگی توام با آن موثر باشد. همچنین در این مطالعات مشاهده شده است که حداقل به میزان ۳۵ درصد امتیاز پرسشنامه وسواس فکری- عملی ییل_ براون[21] (Y-BOCS) در افراد مبتلا به OCD بعد از دریافت tDCS کاهش یافته است و این کاهش در امتیاز پرسشنامه می‌تواند به لحاظ بالینی معنی‌دار باشد؛ زیرا این کاهش در امتیاز پرسشنامه همان پاسخ به درمان تلقی می‌شود (۶). دلیل این اثربخشی می‌تواند امکان هدف قرار دادن یک بخش خاص از مغز به صورت موضعی باشد؛ برخلاف مداخلات دارویی و یا روانشناختی که امکان هدف قرار دادن موضعی یک بخش خاص از مغز را ندارند.

یکی از ابزارهای مناسبی که می‌تواند جهت بررسی اثربخشی tDCS در بیماران OCD، مورد بررسی قرار گیرد، الکتروانسفالوگرافی[22] (EEG) است؛ زیرا تغییرات ایجاد شده در مغز بیماران OCD در سیگنال EEG قابل مشاهده است (۹-۷). علاوه بر این سیگنال EEG مکمل مناسبی در کنار پرسشنامه‌های رایج برای بررسی اثربخشی مداخلات مختلف است؛ زیرا در پرسشنامه‌های رایج، گاهی ممکن است امتیاز نهایی پرسشنامه‌ها به دلیل برداشت نادرست افراد از سوالات پرسشنامه یا نخواندن کامل متن سوالات و ... قابل اتکا و اطمینان نباشد. ولی پاسخ‌های بیومتری مانند سیگنال EEG از

[1] Obsessive-Compulsive Disorder
[2] Obsessions
[3] Compulsions
[4] Contamination-based OCD
[5] Neurotransmitter
[6] Serotonin
[7] Dopamine
[8] Glutamate
[9] GABA
[10] Cortico-Striato-Thalamo-Cortical
[11] Orbitofrontal cortex
[12] Anterior Cingulate Cortex
[13] Basal ganglia
[14] Thalamus
[15] Raphe nucleus
[16] Pre-Supplementary motor area
[17] Cingulate gyrus
[18] Parietal cortex
[19] Transcranial Direct Current Stimulation
[20] Dorsolateral Prefrontal Cortex
[21] Yale-Brown Obsessive Compulsive Scale
[22] Electroencephalography

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-11-17]
[DOI: 10.61186/shefa.12.1.22]

این جهت بیشتر قابل اطمینان هستند (۱۰). به همین دلیل می‌توان با بررسی سیگنال EEG از دیدگاهی مهندسی و دقیق‌تر، بدون نیاز به خوداظهاری خود فرد، تاثیر OCD و tDCS را برروی نورون‌های مغز بررسی کند.

از طرفی دیگر، در تحلیل و مطالعه‌ی سیگنال EEG، آنچه که حائز اهمیت است؛ بررسی بهترین و مناسب‌ترین ویژگی مستخرج شده سیگنال EEG است. منظور از ویژگی مناسب؛ ویژگی‌هایی هستند که بیشتر از سایر ویژگی‌ها تحت تاثیر مداخله tDCS قرار می‌گیرند و تغییر می‌کنند و می‌توانند تاثیر tDCS را از دیدگاهی کمّی و دقیق نمایان کنند. شناسایی ویژگی‌های مناسب سبب کاهش حجم و زمان محاسبات می‌شود. علاوه بر این می‌توان در پیش بینی اثربخشی مداخلات با استفاده از مدل‌سازی از این ویژگی‌های بهینه استفاده کرد تا سبب افزایش دقت مدل‌های پیشنهادی شوند. از این رو انتخاب بهترین ویژگی از میان ویژگی‌های خطی و غیرخطی مستخرج شده از سیگنال EEG، موضوعی مهم و چالش برانگیز است. هدف این تحقیق نیز تعیین ویژگی‌های مناسب مستخرج از سیگنال EEG در بیماران C-OCD پس از دریافت tDCS است؛ به طوری‌که ویژگی‌های منتخب بتوانند به خوبی تاثیر مداخله tDCS را در بیماران وسواس آلودگی و به صورت مستقل از امتیاز پرسشنامه وسواس فکری-عملی ییل براون یا پرسشنامه‌های رایج دیگر نشان دهد. برای این منظور از بیماران C-OCD در قبل و بعد از دریافت tDCS، ثبت EEG اخذ شد و افراد پرسشنامه وسواس فکری-عملی ییل براون را نیز تکمیل کردند. استخراج ویژگی از سیگنال EEG در حوزه زمانی- مکانی و فرکانس انجام شده است تا توصیف جامعی از دینامیک EEG حاصل شود. در نهایت از میان تمام ویژگی‌های مستخرج شده، ویژگی‌هایی که بیشتر از همه تاثیر tDCS را بر روی مغز افراد C-OCD نمایان می‌کنند، انتخاب شده اند.

مواد و روش‌ها

انجام مداخله

الف) انتخاب بیماران:

بیماران بر اساس ارجاع روانپزشک و یا اطلاع رسانی طرح و به صورت داوطلبانه در این طرح شرکت کرده اند. انتخاب بیماران C-OCD از طریق تشخیص بالینی بر اساس راهنمای تشخیصی و آماری بیماری‌های روانی ویرایش پنجم (DSM-V[23]) و همچنین پرسشنامه ییل_براون انجام شده است. پرسشنامه وسواس فکری-عملی ییل براون، یک مصاحبه نیمه ساختاریافته است که به‌منظور ارزیابی شدت افکار وسواسی و رفتارهای اجباری به کار می‌رود. این ابزار، نسبت به تغییرات درمانی، حساسیت خوبی دارد و برای سنجش اثربخشی درمان‌های روانشناختی و دارویی OCD به صورت گسترده‌ای استفاده می‌شود. شاخص های مورد استفاده در این ابزار، شدت اجبارها، شدت وسواس‌ها و نمره کل می‌باشد. در نسخه فارسی این مقیاس، پایایی و روایی مطلوب گزارش شده است (۱۱،۱۲).

۱۰ بیمار خانم مبتلا به وسواس آلودگی در این طرح شرکت کرده اند. بازه‌ی سنی بیماران بین ۲۰-۴۷ سال (۶/۳۴±۵۸/۱۰) است. همچنین تکمیل فرم رضایت آگاهانه و عدم تغییر داروهای مصرفی در طی شش ماه گذشته از شرایط دیگر ورود به این طرح است. ملاک‌های خروج شامل الگوی پاسخ‌دهی نامعتبر در آزمون‌های اولیه، وجود نشانه‌های سایکوز[24] و وجود اختلال همبود دیگر با علائم جدی که احتمال تداخل در روند مطالعه را به وجود آورد. در قبل و بعد از انجام مداخله، ارزیابی روانشناختی از طریق پرسشنامه وسواس فکری-عملی ییل براون انجام شده است. این مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق دانشگاه فردوسی مشهد (IR.UM.REC.۱۴۰۱.۰۰۶) و ثبت کارآزمایی های بالینی (NCT۰۵۹۰۷۳۶۹) قرار گرفت.

ب) مداخله tDCS:

tDCS یکی از ابزارهای تحریک مغز به صورت غیرتهاجمی است که از طریق اعمال جریان مستقیم ضعیف (۱-۲ میلی آمپر) بین دو الکترود قرار داده شده بر روی پوست سر انجام می‌شود. مطالعات نوروفیزیولوژیکی نشان می‌دهد که با توجه به قطبیت الکترود و شدت جریان، tDCS ممکن است تحریک پذیری قشر مغز را در مجاورت آند افزایش دهد؛ در حالی‌که tDCS کاتدی ممکن است تحریک پذیری را کاهش دهد. تاثیر tDCS تنها بر روی ناحیه‌ای که الکترود قرار داده شده نیست، بلکه می‌تواند شبکه‌ی کورتکس و نواحی زیرقشری متصل به نواحی هدف را نیز تحت تاثیر قرار دهد. لازم به ذکر است که جزییات فرایندهای میکروسکوپیک مغزی و همچنین تاثیر tDCS بر روی عملکرد مغز و مکانیسم‌های مولکولی آن همچنان به میزان زیادی نامشخص است (۱۳،۱۴).

در این تحقیق، مداخله tDCS برای ۱۰ بیمار مبتلا به وسواس آلودگی انجام شده است. افراد مداخله tDCS را در ده جلسه به صورت فعال[25] دریافت کرده اند. ارزیابی و اجرای مداخله در ۱۰ روز متوالی انجام شده است. الکترود کاتد بر روی ناحیه OFC چپ (یا FP۱) و آند بر روی مخچه (۳ سانتی متر پایین تر از Inion و یک سانتی متر به سمت راست) و در ده جلسه ۲۰ دقیقه ای با جریان ۱ میلی آمپر با دستگاه Ac-tivaDose II انجام شده است. ابعاد الکترود کاتد مورد استفاده ۵*۷ و آند ۱۰ *۱۰ سانتی متر مربع است. جدول ۱، اطلاعات افراد شرکت کننده را نشان می‌دهد.

[23] Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders-V
[24] Psychosis
[25] Active

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-11-17]
[DOI: 10.61186/shefa.12.1.22]

جدول۱- اطلاعات افراد مشارکت کننده

افراد شرکت کننده (کد)	سن	امتیاز پرسشنامه ییل براون قبل از مداخله	امتیاز پرسشنامه ییل براون بعد از مداخله
۳۱۰	۴۵	۳۱	۲۶
۳۱۴	۴۶	۲۸	۱۴
۳۱۸	۴۱	۳۰	۲۶
۳۲۱	۲۰	۲۶	۳۱
۳۲۲	۴۰	۲۴	۲۵
۳۲۳	۲۰	۲۸	۲۶
۳۲۴	۳۲	۲۴	۲۳
۳۲۵	۲۵	۳۰	۲۸
۳۲۷	۳۰	۲۷	۱۸
۳۲۸	۴۷	۳۰	۲۷
میانگین	۳۴/۶	۲۷/۸	۲۴/۴

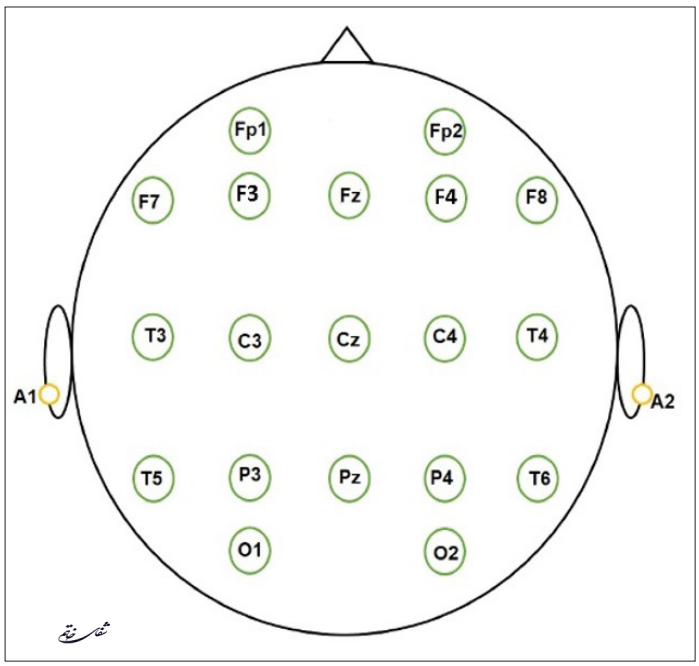
ثبت و پردازش سیگنال‌های EEG

الف) ثبت داده‌ها

ثبت EEG با دستگاه Mitsar ۲۰۲ به صورت ۱۹ کاناله بر اساس استاندارد ۲۰-۱۰ در حالت استراحت (Rest) و در قبل و بعد از مداخله tDCS در حالت چشم باز و چشم بسته به مدت ۳ دقیقه و با فرکانس نمونه برداری ۵۰۰ هرتز انجام شده است. تصویر ۱ محل قرارگیری الکترودها را نشان می‌دهد.

ب) پیش پردازش داده‌ها

برای پیش پردازش دیتاها و همچنین حذف آرتیفکت و نویزهای ایجاد شده بر روی سیگنال (مانند آرتیفکت حرکتی و پلک زدن و...) با استفاده از فیلتر بالاگذر (۵/۰ هرتز) و پایین گذر (۴۵ هرتز) باتروث[۲۶] با درجه ۵ و همچنین با استفاده از تجزیه و تحلیل مولفه‌های مستقل (ICA[۲۷]) در نرم افزار متلب[۲۸] انجام شده است. از فیلتر ناچ[۲۹] باتروث درجه ۱۰ نیز برای حذف نویز برق شهر استفاده شده است.



تصویر ۱- محل قرارگیری ۱۹ الکترود بر اساس استاندارد بین المللی ۲۰-۱۰

[26] Butterworth
[27] Independent Component Analysis
[28] Matlab
[29] Notch filter

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-11-17]
[DOI: 10.61186/shefa.12.1.22]

ج) استخراج ویژگی

در این تحقیق ویژگی‌هایی از سیگنال EEG در نظر گرفته شده است که دینامیک سیگنال‌های مغزی را در حوزه‌ی زمان، فرکانس و فضای حالت توصیف کند. زیرا دینامیک ظاهر شده در الگوی[30] سیگنال EEG می‌تواند ناشی از مداخلات باشد و آن را تحت تاثیر قرار دهد. از این رو، از طریق ویژگی‌های استخراج شده، این الگوها مورد بررسی قرار می‌گیرند. در این راستا از سه نوع تحلیل شامل تحلیل پیچیدگی سیگنال با استفاده از روش تحلیل کمّی سازی بازگشتی (RQA[31])، تجزیه و تحلیل حوزه‌ی فرکانسی با بررسی ویژگی توان[32] و تحلیل ارتباطات شبکه‌ای[33] با بررسی ویژگی احتمال همزمانی فازی[34] (FSL) در نرم افزار متلب انجام شده است.

ویژگی فرکانسی:

بر اساس مطالعات قبلی، تغییرات ایجاد شده در طیف توان امواج مغزی در بیماران C-OCD نسبت به افراد سالم دارای تفاوت‌های معناداری است (۹). علاوه بر این طیف توان امواج مغزی در بیماران OCD می‌تواند به‌عنوان یک بیوماکر[35] در پیش بینی پاسخ به درمان تحریک مغناطیسی مغزی (TMS[36]) در بیماران OCD به کار رود (۱۵). از این رو بررسی ویژگی‌های توان سیگنال EEG در این مطالعه از طریق استخراج شاخص‌های حداکثر، حداقل، میانگین، پیک[37] و میانه‌ی توان بر مبنای تجزیه و تحلیل توان فرکانسی ولچ[38] انجام شده است.

تجزیه و تحلیل پیچیدگی:

روش RQA، یک روش غیرخطی برای بررسی و کمّی کردن دینامیک در سیستم‌های پویا و پیچیدگی متغیرها است. مطالعات قبلی نشان داده است که RQA در مطالعه‌ی دینامیک مغزی ناشی از هرگونه تحریک مغز، ابزار مناسبی است (۱۶). این روش مجموعه‌ای از ویژگی‌ها برای تحلیل کمّی نمودارهای بازگشتی[39] (RP) است که مهم‌ترین این ویژگی‌ها عبارتند از:

نرخ بازگشت[40] (RR): نرخ بازگشت، عبارت است از اندازهٔ چگالی نقاط بازگشتی در RP، که به صورت زیر تعریف می‌گردد:

$$RR = \frac{1}{N^2}\sum_{i,j=0}^{N} R_{i,j}$$

در رابطه‌ی فوق، مقدار همان بیان RP به صورت ریاضی است که به صورت رابطه‌ی زیر بیان می‌گردد:

$$R_{i,j=}\Theta\left(\varepsilon_i - \left\|x_i - x_j\right\|\right),\ x_i \in \Re^m, i,j = 1 \ldots . N.$$

که در آن، Θ تابع پله هویساید، $\|.\|$ نُرم، N تعداد کل حالت‌های در نظر گرفته شده، حالت در نظر گرفته شده و $i\varepsilon$ فاصله‌ی آستانه می‌باشد. درصد قطعیت[41] (DET) که همان درصد نقاط بازگشتی است که خطوط قطری را شکل می‌دهند:

$$DET = \frac{\sum_{l=l_{min}}^{N} lP(l)}{\sum_{i,j}^{N} R_{i,j}}$$

طول بزرگترین خط قطری[42] (Lmax):

$$L_{max} = \max\left(\{l_i; i = 1 \ldots N_l\}\right)$$

شاخص‌های T۱ (زمان بازگشتی نوع ۱) و T۲ (زمان بازگشتی نوع ۲) نیز مربوط به اولین و دومین نقاط بازگشتی پوانکاره[43] هستند که به ترتیب از معادله‌ی ۵ و ۶ به دست می‌آیند (۱۷):

$$T1(i) = t_{i+1} - t_i, t = 1,2,K$$
$$T2(i) = t_{i+1} - t_i, t = 1,2,K$$

تجزیه و تحلیل ارتباطات شبکه‌ای:

تعاملات دینامیکی بین سیگنال‌های کانال‌های EEG، مبین رفتار و دینامیک مغز است. لذا کمی سازی تعامل‌های دینامیکی (اثرگذاری و اثرپذیری) بین کانال‌های ثبت شده‌ی EEG می‌تواند جنبه‌های مختلفی در ارتباط با تغییر رفتار مغز را روشن نماید. یکی از این کمّیات، احتمال همزمانی فازی (FSL) است.

ویژگی احتمال همزمانی[44] یکی از ویژگی‌هایی است که در سال‌های اخیر در سیستم‌هایی با درجه‌ی غیرخطی بالا و نیز سیستم‌های غیر ایستا، کاربرد بسیاری پیدا کرده است. در این روش، شباهت الگوها با یکدیگر به صورت آماری اندازه‌گیری می‌گردد، اما در تصمیم‌گیری، درجه‌ی شباهت در نظر گرفته نمی‌شود و به صورت منطقی تعیین می‌شود که آیا الگوها به یک حد آستانه‌ای شباهت دارند یا خیر. برای حل کردن این مشکل، بخش فازی نیز به این راهکار اضافه شده است و از این جهت، این راهکار، احتمال همزمانی فازی نام گرفته است که نسبت به روش SL، قابل اعتمادتر است. در روش FSL، فضای حالت هر سری

[30] Pattern
[31] Recurrence Quantification Analysis
[32] Average Power
[33] Network Connectivity
[34] Fuzzy Synchronization Likelihood
[35] Biomarker
[36] Transcranial magnetic stimulation
[37] Peak
[38] Welch
[39] Recurrence Plots
[40] Recurrence rate
[41] Determinism
[42] Length of longest diagonal line
[43] Poincare
[44] Synchronization Likelihood (SL)

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-11-17]
[DOI: 10.61186/shefa.12.1.22]

زمانی با بردارهایی با تاخیر زمانی تعبیه شده، نشان داده می‌شود و برای پیدا کردن حالت‌های دینامیکی مشابه، باید بردارهای بازسازی شده‌ای را که در فضای حالت شبیه به هم هستند، جستجو شوند (۱۹-۱۸).

$$S_{k,n}=\frac{\sum_{w1<|n-m|<w2}^{N}{}_{m=1}[(\frac{H_{n,m}-\mu_{k,n}(X_{k,m})}{M-1}).\mu_{k,n}(X_{k,m})]}{\sum_{w1<|n-m|<w2}^{N}{}_{m=1}\mu_{k,n}(X_{k,m})}$$

در رابطه‌ی فوق، w۱ تصحیح تیلر[45] می‌باشد که از افزونگی اطلاعاتی[46] در محاسبات مشابه جلوگیری کند. w۲ که به صورت عدد صحیح بیان می‌شود، حداکثر فاصله‌ی زمانی است که یک بردار حالت می‌تواند از حالت مرجع داشته باشد. در واقع با توجه به اینکه در اینجا هر سری زمانی به صورت یک پنجره‌ی زمانی در نظر گرفته می‌شود، w۱ و w۲ به ترتیب، ابتدا و انتهای پنجره‌ی زمانی می‌باشند. برای تمام سری‌های زمانی P_{ref} =۰/۰۵ در نظر گرفته شده است. همچنین $\mu_{k,n}(X_{k,m})$ مقدار عضویت به ازای حالت $X_{k,m}$ در تابع گوسین با ابعاد d (بُعد فضای بازسازی) از سری زمانی k^{th} می‌باشد. n^{th} اُمین نقطه از k^{th} اُمین سری زمانی $x_{k,n}$ است (k=۱,۲,…,M) می‌باشد؛ که به تعداد M از سری زمانی $x_{k,n}$ در نظر گرفته می‌شود. در اینجا k همان تعداد کانال‌های EEG و n تعداد نمونه‌ها می‌باشد (۱۸).

نمودارهای ۱-۳، میانگین مقادیر ویژگی‌های استخراج شده در سیگنال الکتروانسفالوگرافی را در قبل و بعد از مداخله و در حالت چشم باز و نمودارهای ۴-۶ میانگین مقادیر ویژگی‌ها را در قبل و بعد از مداخله در حالت چشم بسته نشان می‌دهد.

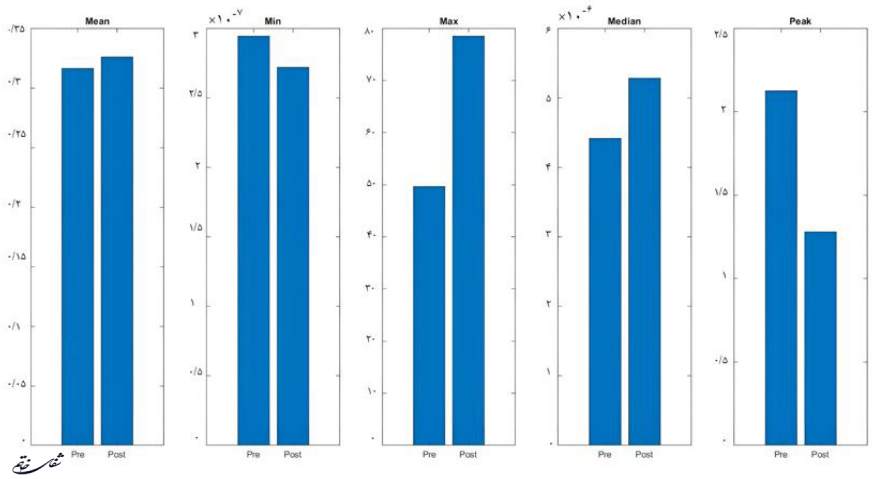
جهت بررسی روند تغییرات در ویژگی‌های مستخرج از سیگنال EEG، در قبل و بعد از tDCS، از آنالیزهای آماری در نرم افزار SPSS استفاده شده است. بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو ویلک[47] انجام شده است. در صورت طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون تی وابسته[48] و در غیر اینصورت از آزمون ویلکاکسون[49] استفاده شده است.

آنالیزهای آماری در داده‌های چشم باز نشان می‌دهد که میانگین مقادیر DET و Lmax در بعد از مداخله به طور معناداری افزایش یافته است (P>۰/۰۵). در صورتی‌که تغییرات در سایر ویژگی‌ها به صورت معنی‌دار نبوده است. در داده‌های چشم بسته نیز شاخص DET و Lmax در بعد از مداخله افزایش معناداری داشته است (P>۰/۰۵).

انتخاب ویژگی

ویژگی‌های منتخب به گونه‌ای تعیین می‌شوند تا بتوانند بین دینامیک قبل و بعد از مداخله، تمایز معنادار پیدا کند و بتوانند به خوبی تاثیر tDCS را نشان دهند. چرا که انتظار می‌رود تحریک tDCS مستقیما EEG را مورد تاثیر قرار دهد. برای اجرای این هدف، از نسخه‌ی اصلاح شده‌ی الگوریتم شناخته شده‌ی ریلیف یعنی ریلیف F[50] استفاده شده است. این الگوریتم برای مجموعه داده‌هایی با تعداد کم نیز مناسب است. همچنین قابلیت تمایز بیشتر از دو دسته داده را از همدیگر دارد. به طور کلی انتخاب ویژگی در الگوریتم ریلیف با استفاده از روش آماری و مبتنی بر معیار فاصله near hit (نزدیک‌ترین برخورد) و near miss (نزدیک‌ترین خطا) است. ریلیف F از بین داده‌های آموزشی یک نمونه را به صورت تصادفی انتخاب می‌کند و سپس بر اساس فاصلهٔ نمونه‌ی انتخاب شده با تعدادی از نزدیک‌ترین نمونه‌ها در طبقه مشابه (near hit) و همچنین فاصله با تعدادی از نزدیکترین نمونه‌ها

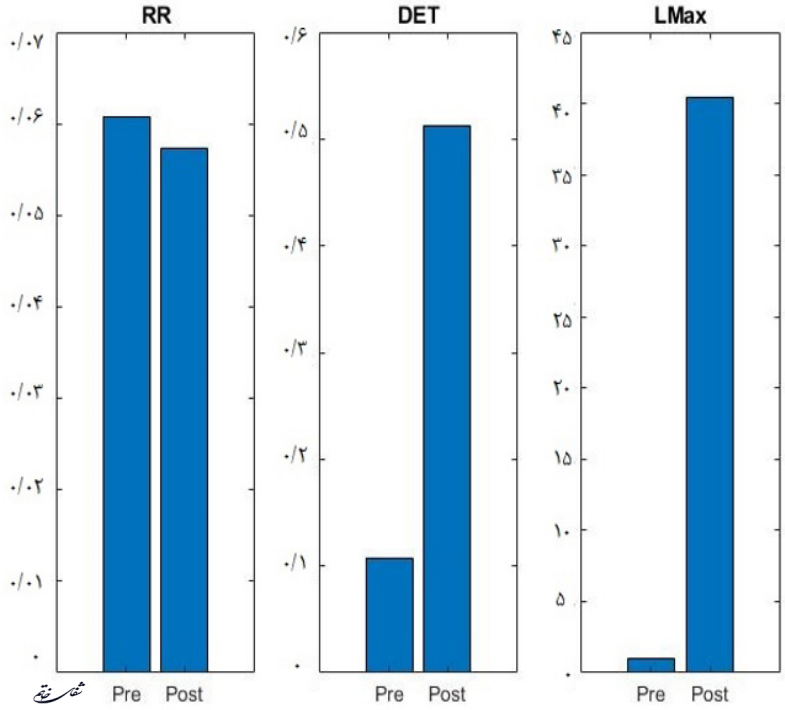
نمودار ۱- ویژگی‌های توان سیگنال EEG در قبل و بعد از tDCS در داده‌های چشم باز



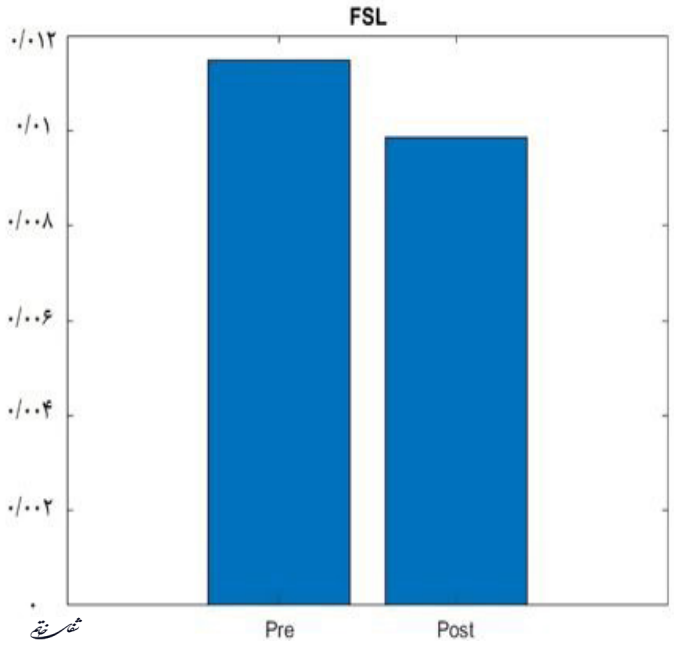
[45] Theiler correction
[46] Information redundancy
[47] Shapiro–Wilk
[48] Paired sample t test
[49] Wilcoxon signed-rank test
[50] ReliefF

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-11-17]
[DOI: 10.61186/shefa.12.1.22]

نمودار ۲- ویژگی‌های RQA سیگنال EEG در قبل و بعد از tDCS در داده‌های چشم باز



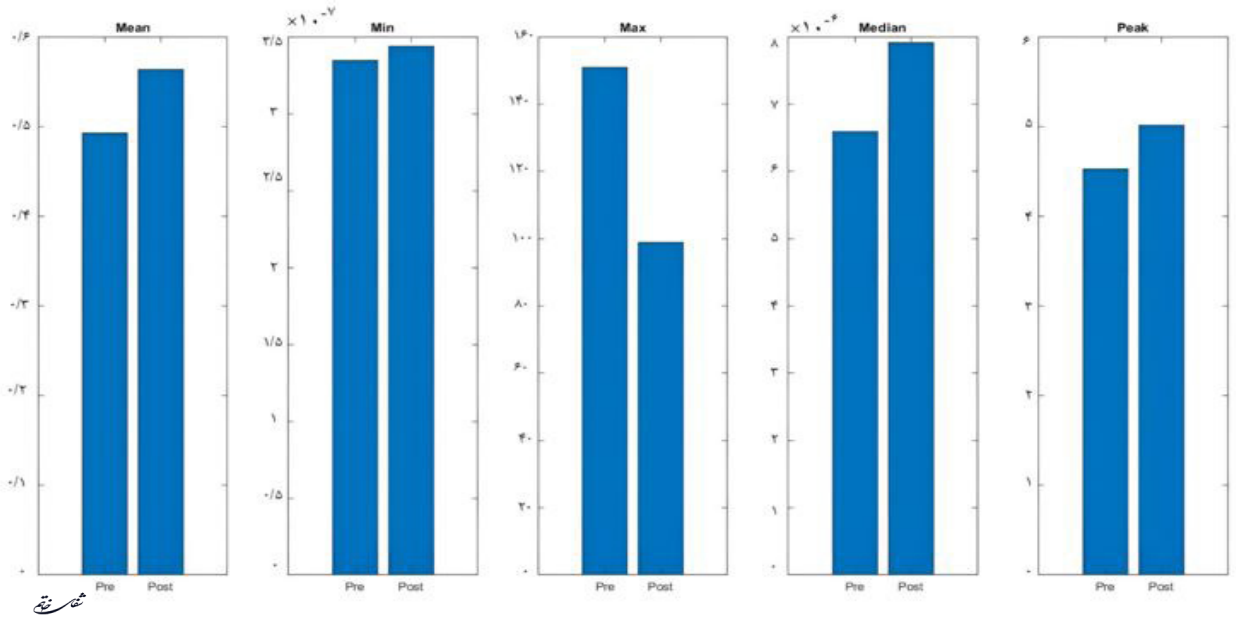
نمودار ۳- ویژگی FSL سیگنال EEG در قبل و بعد از tDCS در داده‌های چشم باز



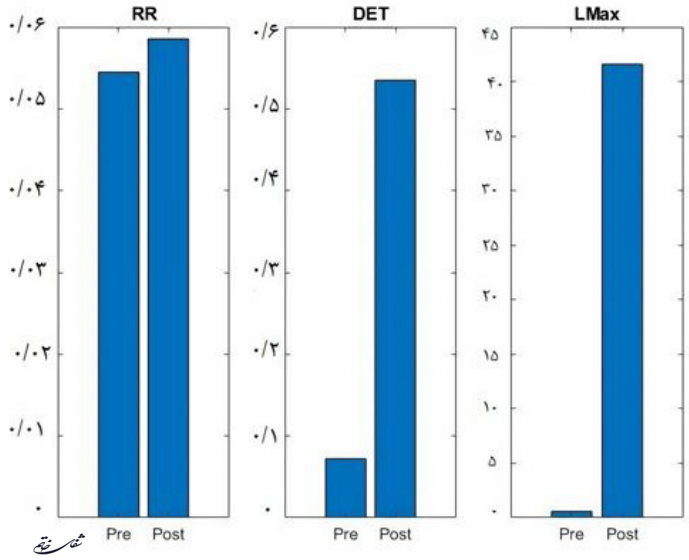
[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.61186/shefa.12.1.22]

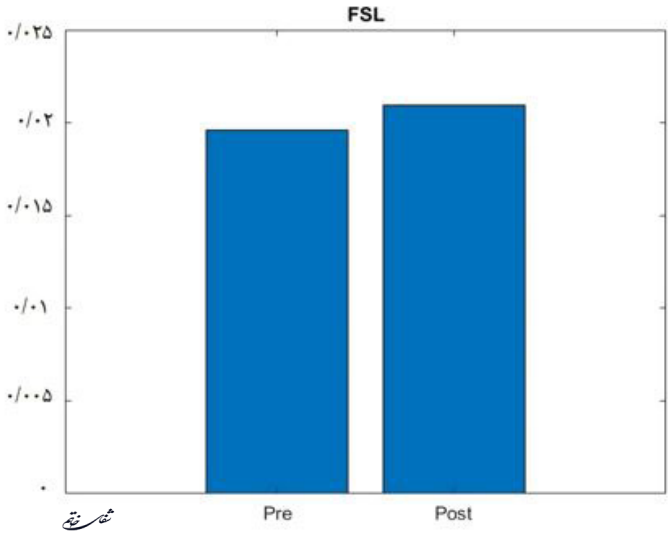
نمودار ۴ –ویژگی‌های توان سیگنال EEG در قبل و بعد از tDCS در داده‌های چشم بسته



نمودار ۵– ویژگی‌های RQA سیگنال EEG در قبل و بعد از tDCS در داده‌های چشم بسته



نمودار ۶– ویژگی FSL سیگنال EEG در قبل و بعد از tDCS در داده‌های چشم بسته



[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.61186/shefa.12.1.22]

از طبقه متفاوت (near miss)، وزن را به دست می‌آورد و سپس برای هر نمونه‌ی جدید، وزن هر متغیر را آپدیت می‌کند. در نهایت الگوریتم ریلیف F ، متغیرهایی را انتخاب می‌کند که وزن آن‌ها از یک حد آستانه‌ی از پیش تعریف شده، بیشتر است. متغیرهایی که بیشترین وزن‌ها را دارند، انتخاب می‌شوند؛ زیرا بیشترین وزن حاکی از قابلیت بالای تفکیک طبقات توسط آن متغیرها است. مقدار k یا همان نزدیک‌ترین همسایه‌ها، ۱۰ در نظر گرفته شد (۲۰،۲۱). الگوریتم در نرم افزار متلب اجرا شد. ورودی الگوریتم ریلیف F ماتریسی است که شامل نه ویژگی استخراج شده از سیگنال EEG از جمله ویژگی‌های توان (میانگین، میانه، پیک، حداقل و حداکثر)، FSL و ویژگی‌های RQA (RR,DET و Lmax) است. این الگوریتم یک بار به ازای داده‌های چشم باز و بار دیگر به ازای داده‌های چشم بسته اجرا شده است.

الف) تجزیه و تحلیل داده‌های چشم باز

بر اساس خروجی الگوریتم ریلیف F به ازای داده‌های چشم باز، مهم ترین ویژگی‌های متاثر از tDCS به ترتیب ۱- DET ۲- Lmax و ۳-RR است. رتبه چهارم متعلق به پیک توان و رتبه پنجم متعلق به میانه توان است. این نتیجه حاکی از این است که دینامیک سیگنال EEG (که شاخص RQA نمایانگر آن است)، نسبت به سایر ویژگی های سیگنال EEG (توان سیگنال و FSL) در اثر مداخله tDCS در افراد مبتلا به وسواس آلودگی تحت تاثیر قرار گرفته اند.

ب) تجزیه و تحلیل داده‌های چشم بسته

بر اساس خروجی الگوریتم ریلیف F به ازای داده‌های چشم بسته، مهم ترین ویژگی‌های متاثر از tDCS به ترتیب ۱- DET ۲- Lmax و ۳-RR است که این نتایج با حالت چشم باز یکسان است. رتبه چهارم متعلق به ماکزیمم توان و رتبه پنجم متعلق به حداقل توان است. در حالت چشم بسته نیز همانند حالت چشم باز دینامیک سیگنال EEG نسبت به سایر ویژه‌های سیگنال EEG در اثر مداخله tDCS در افراد مبتلا به وسواس آلودگی تحت تاثیر قرار گرفته اند.

یافته‌ها

هدف این تحقیق، شناسایی و معرفی بهترین ویژگی‌های مستخرج از سیگنال EEG در بیماران وسواس آلودگی، پس از دریافت مداخله tDCS است تا از طریق این ویژگی‌ها تاثیر tDCS بر روی عملکرد نوروفیزیولوژی مغز به صورت مستقل از پرسشنامه‌ها و خوداظهاری افراد و به صورت دقیق، مورد بررسی قرار داده شود. برای انتخاب بهترین ویژگی‌ها در گام اول تعدادی از ویژگی‌های خطی و غیر خطی از سیگنال EEG استخراج شدند که بتوانند به طور جامع دینامیک و الگوهای سیگنال EEG را ارائه دهند. سپس از میان این ویژگی‌ها با استفاده از الگوریتم ریلیف F، ویژگی‌هایی با وزن بیشتر شناسایی شدند. بر اساس ماتریس وزن خروجی الگوریتم ریلیف F، سه ویژگی DET، Lmax و RR، به ترتیب پراهمیت‌ترین نقش را در نمایش اثر tDCS هم در حالت چشم بسته و هم چشم باز دارند. آنالیز آماری نیز نشان می‌دهد که در داده‌های چشم باز، میانگین مقادیر DET و Lmax در بعد از مداخله به طور معناداری افزایش یافته است. در صورتی‌که تغییرات در سایر ویژگی‌ها به صورت معنادار نبوده است. در داده‌های چشم بسته نیز شاخص DET و Lmax در بعد از مداخله افزایش معناداری داشته است.

بحث و نتیجه‌گیری

بر اساس جستجوهای انجام شده، تاکنون پژوهشی مرتبط با استخراج و بررسی ویژگی‌های FSL و RQA از سیگنال EEG بیماران C-OCD در اثر دریافت مداخله‌ی tDCS انجام نشده است. همچنین در زمینه‌ی انتخاب ویژگی‌های بهینه از میان ویژگی‌های نامبرده از سیگنال EEG نیز پژوهشی انجام نشده است. انتخاب ویژگی‌های بهینه از سیگنال EEG جهت بررسی وضعیت پاسخ به درمان در افراد مبتلا به وسواس آلودگی، می‌تواند راهکار مناسبی باشد و افق جدیدی را برای تحلیل دقیق‌تر تمام جوانب اثربخشی مداخله (مانند تغییرات ناشی از پلاسیبو[51] و نوسیبو[52]) و یا حتی پیش بینی اثربخشی مداخله را با استفاده از مدل‌سازی فراهم آورد. از سوی دیگر، ویژگی‌های بهینه قابلیت کاربرد به‌عنوان نشانگر زیستی[53] را نیز دارند. علاوه بر این تحلیل این ویژگی‌های بهینه می‌توانند مکمل مناسبی در کنار امتیاز پرسشنامه‌هایی باشند که پس از انجام مداخله بر اساس خود اظهاری توسط بیماران تکمیل می‌گردد.

بر اساس نتایج حاصل از خروجی الگوریتم ریلیف F، مشاهده شد که ویژگی‌های RQA در نمایان کردن اثر tDCS بر روی دینامیک مغز افراد مبتلا به وسواس آلودگی، نقش مهمی دارند و می‌توانند بیشتر از سایر ویژگی‌ها مبیّن تغییرات ایجاد شده بر روی اعمال نوروفیزیولوژیک مغز باشند. تغییرات معنی‌دار در شاخص‌های RQA و انتخاب این شاخص‌ها به‌عنوان ویژگی بهینه توسط الگوریتم ریلیف، با تغییرات امتیاز پرسشنامه وسواس فکری- عملی ییل براون همراستا هستند و در تضاد نیستند. به بیان دیگر بین اثربخشی برآورد شده با پرسشنامه وسواس فکری- عملی ییل براون و ویژگی‌های انتخاب شده توسط الگوریتم ریلیف هماهنگی و همبستگی وجود دارد. زیرا افزایش مقادیر ویژگی‌های RQA در بعد از tDCS به معنای کاهش پیچیدگی سیگنال EEG و منظم‌تر شدن آن است (۲۲). مطالعات نشان داده اند که افسردگی یکی از علائمی است که در بیماران مبتلا به وسواس دیده می‌شود و tDCS از طریق قرار دادن الکترودها در مونتاژهای مختلف می‌توانند به طور مستقیم در جهت افزایش یا کاهش فعالیت ناحیه‌ی هدف، در راستای کاهش

[51] Placebo
[52] Nocebo
[53] Biomarker

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-11-17]
[DOI: 10.61186/shefa.12.1.22]

علائم OCD و بهبود علائم اضطراب و افسردگی توام با آن موثر باشد (۶). از طرفی دیگر تحقیقات نشان داده اند که پیچیدگی سیگنال EEG در افراد افسرده بعد از دریافت مداخلات درمانی (دارو درمانی و الکتروشوک درمانی[۵۴]) کاهش داشته است (۲۳). به همین دلیل می‌توان نتیجه گرفت که کاهش پیچیدگی سیگنال EEG در این تحقیق در بعد از دریافت tDCS، می‌تواند نشان دهنده کاهش علائم افسردگی همراه با کاهش علائم وسواس آلودگی در این بیماران باشد. از طرفی دیگر شاید بتوان این کاهش پیچیدگی را به همنوایی بیشتر دینامیکی بین کانال‌های EEG یا همان بخش‌های مختلف مغز تعبیر کرد. علاوه بر این می‌توان منظم‌تر شدن فعالیت مغز را ناشی از تاثیر tDCS در نظر گرفت که منجر به کاهش علائم بیماران وسواس آلودگی شده است. زیرا مطالعات قبلی نشان داده اند که tDCS از طریق تاثیر بر تعاملات و دینامیک نورون‌های مغز، می‌تواند سبب ایجاد تغییر و یا بهبودی در علائم افراد گردد. در اینجا نیز چنین استنباط می‌شود که tDCS در راستای تعدیل فعالیت نورون‌های مغز و نزدیک‌تر کردن آن به حالت طبیعی در افراد مبتلا به وسواس آلودگی، سبب ایجاد تغییرات در پیچیدگی مغز افراد مبتلا به C-OCD شده است و در اینجا مشخصه‌ی پیچیدگی مغز در سیگنال EEG بیشتر از هر ویژگی دیگری تاثیر tDCS را بر روی افراد مبتلا به وسواس آلودگی نشان می‌دهد.

تشکر و قدردانی

این پژوهش تحت حمایت مالی و حاصل بخشی از طرح ستاد توسعه علوم و فناوری‌های شناختی به شماره ۱۱۹۳۹ و نیز حمایت مالی دانشگاه فردوسی مشهد (۳/۵۷۰۷۳) است. همچنین از خانم فائزه رییس المحدثین بابت در اختیار قراردادن داده‌های الکتروانسفالوگرافی این تحقیق، صمیمانه تشکر و قدردانی می‌کنیم.

منابع

1. Stein, D.J. Obsessive–compulsive disorder. Nature reviews Disease primers, 2019. 5(1):52.

2. Robbins, T.W. M.M. Vaghi, and P. Banca, Obsessive-compulsive disorder: puzzles and prospects. Neuron. 2019. 102: 27-47.

3. Brady, R.E., T.G. Adams, and J.M. Lohr, Disgust in contamination-based obsessive–compulsive disorder: a review and model. Expert Review of Neurotherapeutics. 2010. 10:1295-1305.

4. Pittenger, C., M.H. Bloch, and K. Williams, Glutamate abnormalities in obsessive compulsive disorder: Neurobiology, pathophysiology, and treatment. Pharmacology & Therapeutics. 2011;132: 314-332.

5. Westenberg, H.G.M., N.A. Fineberg, and D. Denys, Neurobiology of Obsessive-Compulsive Disorder: Serotonin and Beyond. CNS Spectrums. 2007;12:14-27.

6. Brunelin, J., Transcranial direct current stimulation for obsessive-compulsive disorder: a systematic review. Brain sciences. 2018. 8:37.

7. Altuğlu, T.B., Prediction of treatment resistance in obsessive compulsive disorder patients based on EEG complexity as a biomarker. Clinical Neurophysiology. 2020;131: 716-724.

8. Zaboski, B.A., Electroencephalographic correlates and predictors of treatment outcome in OCD: a brief narrative review. Frontiers in Psychiatry. 2021;12:703398.

9. Pogarell, O. Symptom-specific EEG power correlations in patients with obsessive-compulsive disorder. Int J Psychophysiol. 2006; 62:87-92.

10. Golnar-Nik, P., S. Farashi, and M.-S. Safari, The application of EEG power for the prediction and interpretation of consumer decision-making: A neuromarketing study. Physiology & Behavior. 2019. 207:90-98.

11. Esfahani, S.R. Reliability and Validity of the Persian version of the Yale-Brown Obsessive-Compulsive scale (Y-BOCS). Iranian Journal of Psychiatry & Clinical Psychology. 2012;17.

12. Goodman, W.K. The yale-brown obsessive compulsive scale: II. Validity. Archives of general psychiatry. 1989;46:1012-016.

13. Pelletier, S.J. and F. Cicchetti, Cellular and molecular mechanisms of action of transcranial direct current stimulation: evidence from in vitro and in vivo models. International Journal of Neuropsychopharmacology. 2015;18: 1-13.

14. Podda, M.V., et al. Anodal transcranial direct current stimulation boosts synaptic plasticity and memory in mice via epigenetic regulation of Bdnf expression. Scientific reports. 2016; 6: 22180.

15. Metin, S.Z. Use of EEG for predicting treatment response to transcranial magnetic stimulation in obsessive compulsive disorder. Clinical EEG and Neuroscience. 2020;51:139-145.

16. Mutanen, T., J. Nieminen, and R. Ilmoniemi, TMS-evoked changes in brain-state dynamics quantified by using EEG data. Frontiers in Human Neuroscience. 2013.7.

[۵۴] Electroconvulsive Therapy

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.61186/shefa.12.1.22]

17. Acharya, U.R., et al., Application of recurrence quantification analysis for the automated identification of epileptic EEG signals. International journal of neural systems. 2011;21:199-211.

18. Ahmadlou, M. and H. Adeli, Fuzzy synchronization likelihood with application to attention-deficit/hyperactivity disorder. Clinical EEG and Neuroscience. 2011; 42:6-13.

19. Montez, T. Synchronization likelihood with explicit time-frequency priors. Neuroimage. 2006. 33:1117-1125.

20. Kira, K. and L.A. Rendell. The feature selection problem: Traditional methods and a new algorithm. in Proceedings of the tenth national conference on Artificial intelligence. 1992.

21. Robnik-Šikonja, M. and I. Kononenko, Theoretical and Empirical Analysis of ReliefF and RReliefF. Machine Learning. 2003. 53: 23-69.

22. Talebi, N., A.M. Nasrabadi, and T. Curran, Investigation of changes in EEG complexity during memory retrieval: the effect of midazolam. Cogn Neurodyn. 2012. 6:537-46.

23. Thomasson, N., et al., Nonlinear EEG Changes Associated with Clinical Improvement in Depressed Patients. Nonlinear Dynamics, Psychology, and Life Sciences. 2000; 4:203-18.

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.61186/shefa.12.1.22]