



Stress-Induced Reconfiguration of Brain Network Dynamics Across EEG Frequency Bands: A Triadic Interaction and Topological Analysis

Zarei, Asghar¹ / Talesh Jafadideh, Alireza^{2*}

¹ - Assistant Professor, Faculty of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran.

² - Assistant Professor, School of Engineering Science, College of Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran.

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2025.2066863.1989

Received: 24/7/2025

Revised: 23/10/2025

Accepted: 9/11/2025

KEY WORDS

Triadic Interactions
Electroencephalography
(EEG)
Stress
Topology
Frequency Bands

ABSTRACT

Stress impacts the way brain networks function, potentially reshaping their connectivity patterns and structural arrangement across different frequency ranges. This research utilizes the SAM 40 dataset to examine how stress alters brain network configurations in various electroencephalography (EEG) frequency bands, employing metrics of triadic interactions and network topology. EEG recordings were collected from 40 individuals engaged in cognitive exercises (Symmetric Mirror Images, Stroop Color-Word Tasks, Mental Arithmetic Tasks) and a relaxation state. Participants rated the stressfulness of tasks on a scale from 1 (minimal) to 10 (extreme), with tasks rated above 6 classified as high stress (HS) and those below 4 as low stress (LS). Functional connectivity was assessed using a method based on topographical profile similarity, termed high-order FC (tHOFC), across five frequency bands: Delta, Theta, Alpha, Beta, and Gamma. Studied metrics were triadic frequency (measured by triad counts $|T_i|$, $i=0-3$), total triad energy (Un), hub tendencies ($TMHp$ for positive and $TMHn$ for negative connections), and link counts ($|P|$ for positive, $|N|$ for negative links), with differences between stressed and relaxed states tested via permutation test. In the Alpha band, HS showed notable deviations from the relaxed state, with increased $|T_3|$, Un , and $|P|$, alongside reduced $|T_1|$, $TMHn$, and $|N|$. In the Beta band, HS displayed elevated $|T_3|$ and $|P|$, with decreased $|N|$. LS differed from the relaxed state only in the Alpha band, showing higher Un in frontal regions. Analysis of Un by triad type highlighted unique contributions, with HS and LS exhibiting increased $Un(T_1)$ and $Un(T_3)$ in frontal areas and diminished $Un(T_2)$ in temporal-parietal zones. Stress markedly reshapes brain network stability and structure, especially in the Alpha and Beta bands, with Un emerging as a key indicator for both HS and LS conditions. These results shed light on how stress reorganizes neural activity, providing valuable perspectives on brain dynamics under different stress intensities.

*Corresponding Author: Alireza Talesh Jafadideh

Address: School of Engineering Science, College of Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran.

Postal Code: 14155-6619

E-Mail: alireza.talesh@ut.ac.ir

Tel: +98-021-1112174



بازپیکربندی دینامیک شبکه‌های مغزی ناشی از استرس در باندهای فرکانسی الکتروانسفالوگرافی: تحلیل بر تعاملات سه تایی و توپولوژی شبکه

زارعی، اصغر^۱ / طالش جفادیده، علیرضا^{۲*}

^۱ - استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران
^۲ - استادیار، گروه مهندسی بین رشته‌ای، دانشکده علوم مهندسی، دانشکده‌گان فنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2025.2066863.1989

پذیرش: ۱۴۰۴/۸/۱۸

بازنگری: ۱۴۰۴/۸/۱

ثبت در سامانه: ۱۴۰۴/۵/۲

چکیده

واژه‌های کلیدی

استرس بر سازمان‌دهی شبکه‌های مغزی تأثیر می‌گذارد و الگوهای ارتباطات عملکردی و ساختار توپولوژیک آن‌ها را در باندهای فرکانسی مختلف تغییر می‌دهد. این مطالعه با استفاده از مجموعه داده SAM 40 و معیارهای مربوط به تعاملات سه‌گانه و توپولوژی شبکه، تأثیر استرس بر پیکربندی شبکه‌های مغزی را در باندهای فرکانسی الکتروانسفالوگرافی (EEG) بررسی می‌کند. داده‌های EEG از ۴۰ شرکت‌کننده در تکالیف شناختی (تصاویر آینه‌ای متقارن، آزمون رنگ-کلمه استروپ، محاسبات ذهنی) و حالت استراحت جمع‌آوری شد. شرکت‌کنندگان شدت استرس را بودن تکالیف را در مقیاسی از ۱ (حداقل) تا ۱۰ (شدید) ارزیابی کردند و تکالیف با امتیاز بالاتر از ۶ به‌عنوان استرس بالا (HS) و کمتر از ۴ به‌عنوان استرس پایین (LS) طبقه‌بندی شدند. ارتباطات عملکردی با روشی مبتنی بر شباهت پروفایل توپوگرافی (thOFC) در پنج باند فرکانسی دلتا، تتا، آلفا، بتا، و گاما ارزیابی شدند. معیارهای مورد بررسی شامل تعداد تعاملات سه‌گانه $(|T_i|, i=0-3)$ ، انرژی کل تعاملات سه‌گانه (Un) ، تمایل به تشکیل گره‌های مرکزی $(TMHp)$ برای ارتباطات مثبت و $(TMHn)$ برای ارتباطات منفی، و تعداد ارتباطات (P) برای ارتباطات مثبت و (N) برای ارتباطات منفی) بود. مقایسه بین حالت‌های استرس و استراحت با آزمون جایگشتی انجام شد. در باند آلفا، گروه HS در مقایسه با حالت استراحت، افزایش معنی‌دار $|T_3|$ ، Un ، $|P|$ و کاهش $|T_1|$ ، $TMHn$ ، $|N|$ را نشان داد. در باند بتا، گروه HS افزایش $|T_3|$ و $|P|$ و کاهش $|N|$ را نسبت به حالت استراحت نشان داد. گروه LS تنها در باند آلفا تفاوت معنی‌داری با حالت استراحت داشت و Un بالاتری در نواحی پیشانی نشان داد. تجزیه و تحلیل Un بر اساس نوع سه‌گانه‌ها نشان داد که گروه‌های HS و LS در مقایسه با حالت استراحت، مقادیر $Un(T_1)$ و $Un(T_3)$ بالاتری در نواحی پیشانی و $Un(T_2)$ کمتری در نواحی گیجگاهی-آهیانه‌ای داشتند. استرس به‌طور معنی‌داری پایداری و ساختار شبکه‌های مغزی را، به‌ویژه در باندهای آلفا و بتا، تغییر می‌دهد. شاخص Un به‌عنوان یک نشانگر کلیدی برای شناسایی شرایط HS و LS برجسته شد. این یافته‌ها دیدگاه‌های ارزشمندی درباره پویایی‌های شبکه‌ای مغز تحت شدت‌های مختلف استرس ارائه می‌دهند و نشان‌دهنده بازسازمان‌دهی فعالیت‌های عصبی در پاسخ به استرس هستند.

*نویسنده‌ی مسئول: علیرضا طالش جفادیده

نشانی: تهران - میدان انقلاب - خیابان انقلاب - خیابان ۱۶ آذر - پردیس مرکزی دانشکده‌های فنی دانشگاه تهران - دانشکده علوم مهندسی
 کد پستی: ۶۶۱۹-۱۴۱۵۵ پست الکترونیکی: alireza.talesh@ut.ac.ir تلفن: ۹۸-۰۲۱-۶۱۱۲۱۲۴

۱- مقدمه

استرس به‌عنوان حالتی از تنش روانی یا عاطفی تعریف می‌شود که از شرایط چالش‌برانگیز یا نامطلوب ناشی شده و بر تمامی گروه‌های جمعیتی تأثیر می‌گذارد [۱]. این پدیده در جوامع مدرن فراگیر بوده و استرس مزمن با پیامدهای جدی برای سلامت، از جمله بیماری‌های قلبی-عروقی، اختلالات روانی نظیر اضطراب و افسردگی، و نقص در عملکرد سیستم ایمنی، مرتبط است [۲]. گزارش انجمن روان‌شناسی آمریکا (APA, 2023) این ارتباطات را تأیید کرده و بر تأثیر گسترده استرس بر سلامت عمومی تأکید دارد [۲]. مروری توسط وسلی و فام عوامل ایجادکننده استرس را طبقه‌بندی کرده و اثرات آن بر سلامت جسمی و روانی را برجسته می‌سازد [۳]. مطالعه استرس به‌دلیل پتانسیل آن در طراحی مداخلات درمانی برای بهبود سلامت روان و افزایش بهره‌وری در محیط‌های کاری اهمیت دارد. این موضوع با مطالعات مربوط به تأثیرات قلبی-عروقی استرس [۴] و ارتباط آن با افسردگی [۵] تأیید می‌شود.

از منظر فیزیولوژیکی، پاسخ به استرس شامل فعال‌سازی محور سمپاتیک-آدرنال-مدولار (SAM^۱) و محور هیپوتالاموس-هیپوفیز-آدرنال (HPA^۲) است که به ترشح کورتیزول منجر می‌شود [۶]. از دیدگاه روان‌شناختی، استرس به‌صورت اضطراب، افسردگی و نقص‌های شناختی بروز می‌یابد و مکیون [۷] به بررسی اثرات نورویولوژیکی آن پرداخته است. از نظر عصبی، استرس بر نواحی کلیدی مغز مانند آمیگدالا، هیپوکامپ و قشر پیش‌پیشانی اثر می‌گذارد و تغییراتی ساختاری نظیر بازسازی دندریتی ایجاد می‌کند که به اختلال در حافظه و تصمیم‌گیری منجر می‌شود [۸، ۹]. پژوهش خاص لیستون و همکاران [۱۰] نشان داده است که استرس چگونه مورفولوژی دندریتی قشر پیش‌پیشانی را تغییر می‌دهد و بر لزوم تحلیل دقیق عصبی تأکید کرده است.

مطالعه استرس و تأثیرات آن بر عملکرد مغز از موضوعات بنیادین در علوم اعصاب بوده و روش‌ها و الگوریتم‌های متعددی برای شناسایی تظاهرات فیزیولوژیکی و عصبی آن توسعه یافته‌اند. در پژوهش‌های اولیه، تحلیل‌های آماری گزارش‌های خوداظهاری استرس و اندازه‌گیری شاخص‌های فیزیولوژیکی مانند تغییرات ضربان قلب (HRV^۳) و سطوح کورتیزول برای استنباط وضعیت استرس مورد استفاده قرار گرفتند [۱۱]. با این حال، رویکردهای پیشرفته‌تر، مانند کاربرد

طبقه‌بندی‌کننده‌های یادگیری ماشینی بر داده‌های الکتروانسفالوگرافی (EEG^۴)، جابجایی‌های قدرت طیفی در باندهای فرکانسی نظیر آلفا و بتا را به‌عنوان شاخص‌های استرس شناسایی کرده‌اند [۱۳، ۱۴]. برای مثال، مطالعاتی که از طبقه‌بندی‌های ماشینی بردار پشتیبان (SVM) و جنگل تصادفی بر مجموعه داده‌های EEG استفاده کرده‌اند، نشان داده‌اند که استرس با افزایش قدرت باند بتا و کاهش قدرت باند آلفا همراه است، که نشانه‌ای از افزایش برانگیختگی و بار شناختی است [۱۵، ۱۶]. این یافته‌ها حاکی از ایجاد تغییرات قابل اندازه‌گیری در فعالیت عصبی تحت استرس هستند، هرچند این روش‌ها اغلب تعاملات بین نواحی مغزی را نادیده می‌گیرند.

با وجود پیشرفت‌های حاصل‌شده، بسیاری از روش‌های متداول در ثبت کامل تعاملات پویای بین نواحی مغزی تحت شرایط استرس محدودیت دارند، که این امر ضرورت استفاده از تحلیل‌های ارتباطات عملکردی را برجسته می‌کند. ارتباطات عملکردی، که وابستگی‌های آماری بین سیگنال‌های عصبی نواحی مختلف مغز را ارزیابی می‌کنند، امکان بررسی بازسازی‌مانده‌ی مسیرهای ارتباطی مغز تحت تأثیر استرس را فراهم می‌سازند [۱۷]. آلونسو و همکاران در مطالعه‌ای با ۳۰ شرکت‌کننده، اثرات دو عامل استرس‌زا (آزمون رنگ-کلمه استروپ و محرومیت از خواب) را بررسی کردند و نشان دادند که استرس ارتباطات عملکردی را در نواحی کلیدی مغز تغییر می‌دهد [۱۸]. نتایج این مطالعه کاهش قدرت باند آلفای بالا (۱۱-۱۲ هرتز)، افزایش قدرت باند بتای بالا (۲۳-۳۶ هرتز، معروف به نشانگر "مغز شلوغ")، و کاهش آنتروپی تقریبی، به‌ویژه در نواحی قدامی، را نشان داد. تحلیل ارتباطات عملکردی افزایش انسجام در باند بتای بالا در سراسر پوست سر در شرایط محرومیت از خواب و در نواحی اطراف خط میانی ساژیتال در آزمون رنگ-کلمه استروپ را آشکار کرد، همراه با جفت‌شدگی‌های غیرخطی بین نیم‌کره‌ای که از نظر آماری معنی‌دار بودند. هاگ و همکاران در مطالعه‌ای با ۲۲ فرد سالم، پروتکلی آزمایشی طراحی کردند که با استفاده از تکلیف محاسبات ذهنی تحت فشار زمانی و بازخورد منفی، دو سطح استرس را القا کرد. این پژوهش کاهش معنی‌دار ارتباط عملکردی تحت استرس ($p < 0.05$) را گزارش کرد که با دقت طبقه‌بندی ۹۳٪ همراه بود [۱۹]. کتمه و همکاران در مرور خود بر روش‌های تحلیل سیگنال EEG برای ارزیابی استرس

^۱ heart rate variability^۲ electroencephalography^۳ sympathetic-adreno-medullar^۴ hypothalamic-pituitary-adrenal

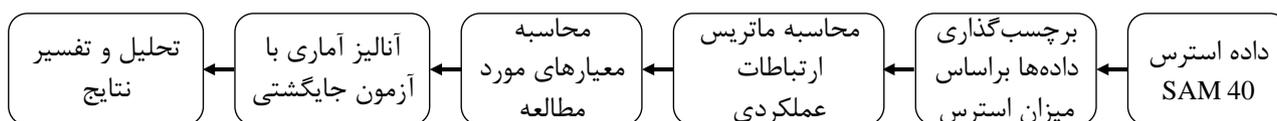
از شبکه CNN-VGG برای طبقه‌بندی چهار سطح استرس (آرام، خفیف، متوسط، بالا) به دقت ۹۹/۲۵٪ رسیدند که توانایی EEG را در تشخیص دقیق استرس نشان می‌دهد. این نتایج، که با ویژگی‌هایی چون چگالی طیف توان و انسجام به دست آمده‌اند، پتانسیل بالای EEG را برای پایش لحظه‌ای استرس تأیید می‌کنند و نواحی پیش‌پیشانی و قشر جلویی را به‌عنوان مراکز کلیدی معرفی می‌کنند که زمینه را برای کاربردهای پوشیدنی و مقیاس‌پذیر فراهم می‌آورد.

اگرچه ارتباطات عملکردی اطلاعات ارزشمندی ارائه می‌دهد، اغلب تعاملات سطح بالاتر را که برای درک اثرات استرس و پایداری شبکه حیاتی هستند نادیده می‌گیرد. برای رفع این کاستی، پژوهشگران به چارچوب‌های تحلیلی پیشرفته‌تر مانند نظریه تعادل ساختاری (SBT^۲) روی آورده‌اند که پایداری شبکه را از طریق روابط تعاملات سه‌گانه بررسی می‌کند. این نظریه، که ریشه در روان‌شناسی اجتماعی دارد، بیان می‌کند که شبکه‌ها به سمت حالت‌های متعادل (مانند همه مثبت یا ترکیبی خاص از مثبت و منفی) گرایش دارند تا تنش را کاهش دهند و کاربرد آن در شبکه‌های مغزی، دیدگاهی نوین به تغییرات ناشی از استرس ارائه می‌دهد. چنانگ و همکاران [۲۶] با استفاده از تصویربرداری مغزی تعادل ساختاری هاید را آزمودند و دریافتند که سه‌گانه‌های نامتعادل، نواحی مغزی مرتبط با ناهماهنگی شناختی، مانند بخش‌های پردازش آشوب احساسی، را فعال می‌کنند. نتایج رفتاری نشان داد که نرخ همکاری با افراد هم‌وطن ۶۱٪ و با رقبا ۳۹٪ بود ($p < 10^{-15}$)، که حاکی از ترجیح سه‌گانه‌های متعادل است. این مطالعه پایه‌های روان‌شناختی و زیستی SBT را در شبکه‌های مغزی تأیید می‌کند و کاربرد آن را برای درک ناپایداری شبکه ناشی از استرس پیشنهاد می‌دهد. پژوهشی در سال ۲۰۲۴ با استفاده از داده‌های fMRI^۳ از ۱۳۸ شرکت‌کننده نشان داد که حالت‌های احساسی، به‌ویژه در پاسخ به محرک‌های ترس‌آور، سه‌گانه‌های نامتعادل را افزایش و سه‌گانه‌های متعادل را کاهش می‌دهد که نشان‌دهنده گرایش به ناپایداری شبکه است [۲۷]. این یافته با تأثیر استرس مرتبط است، زیرا نشان می‌دهد مغز در مواجهه با چالش‌های احساسی با تغییر ساختارهای سه‌گانه سازگار می‌شود که می‌تواند بازسازماندهی ناشی از استرس را بازتاب دهد.

در این پژوهش، پایگاه داده SAM 40 [۲۸] با استفاده از تحلیل تعاملات سه‌گانه و معیارهای توپولوژیکی (مانند تمایل

ذهنی، بر اهمیت رویکردهای مبتنی بر ارتباطات عملکردی تأکید کردند [۱۶]. یافته‌های گزارش‌شده متنوع بودند: برخی مطالعات افزایش انسجام را در تمامی باندهای فرکانسی (به‌جز بتا) در نواحی پیشانی-آهیانه‌ای و انسجام قوی در باند دلتا در نواحی پیش‌پیشانی و گیجگاهی در شرایط استرس بالا گزارش کردند. در مقابل، برخی دیگر کاهش ارتباطات عملکردی درون نیم‌کره‌ای و بین نیم‌کره‌ای در قشر پیش‌پیشانی، همراه با کاهش انسجام باند آلفا در نواحی قدامی و افزایش انسجام باند بتا در شرایط استرس نسبت به حالت کنترل را مشاهده کردند [۱۶]. آچاریا و همکاران در یک مرور سیستماتیک گزارش کردند که تشخیص خودکار استرس مبتنی بر EEG به دقت‌هایی تا ۹۹/۹۸٪ دست یافته است، که در برابر محرک‌های استرس‌زا مانند آزمون رنگ-کلمه استروپ و تکلیف استرس تصویر مونتال (MIST) آزمایش شده است [۲۰]. این پژوهشگران با تحلیل مطالعات انجام‌شده از سال ۲۰۱۱ تا ۲۰۲۵ نشان دادند که EEG قادر است فعالیت مغزی مرتبط با استرس را در نواحی مانند قشر پیش‌پیشانی، با استفاده از ویژگی‌هایی نظیر چگالی طیف قدرت و انسجام، شناسایی کند و از ارزیابی‌های روان‌شناختی ذهنی با تلفیق شاخص‌های فیزیولوژیکی مانند تغییرات ضربان قلب و هدایت پوست پیشی گیرد. این یافته‌ها بر پتانسیل EEG به‌عنوان روشی قابل‌اعتماد برای پایش بلادرنگ استرس تأکید دارند و امکان بررسی پاسخ‌های پویای مغز به نیازهای شناختی و عاطفی را فراهم می‌کنند. دقت‌های گزارش‌شده در جدول ۵ این مرور، که از ۵۰٪ تا ۹۹/۹۸٪ متغیر است، نشان‌دهنده تنوع در طراحی‌های آزمایشی، اندازه نمونه‌ها، و تکنیک‌های طبقه‌بندی است، اما به‌طور کلی کارایی EEG در تشخیص استرس را تأیید می‌کند. به‌عنوان مثال، مطالعه مینگویون و همکاران با استفاده از تحلیل تمایز خطی (LDA) بر قدرت باند گاما در قشر پیش‌پیشانی دقتی حدود ۵۰٪ گزارش کرد [۲۱]، در حالی که پژوهش عطالله و همکاران با استفاده از LDA بر ویژگی‌های نواحی گیجگاهی-پیشانی در تکلیف محاسبات ذهنی به دقتی تا ۹۹/۹۴٪ دست یافت [۲۲]. پس از سال ۲۰۲۲، بدر و همکاران [۲۳] با ۹۹/۹۸٪ بالاترین دقت را ثبت کردند، در حالی که فرناندز و همکاران [۲۴] با استفاده از جنگل تصادفی و ویژگی‌هایی همچون چگالی طیف توان نواحی پیشانی-آهیانه‌ای در آزمون استرس اجتماعی تریر^۱ به ۸۷٪ دست یافتند. به‌طور خاص، عفیفی و همکاران [۲۵] با استفاده

^۲ functional magneto resonance imaging^۱ trier social stress test^۳ structural balance theory



شکل ۱- روند نمای اجرای رویکرد پیشنهادی در این تحقیق.

حالی که مطالعات پیشین بیشتر به پرسش «آیا استرس وجود دارد؟» پاسخ داده‌اند، این تحقیق به پرسش بنیادی‌تر «استرس چگونه ساختار و پایداری شبکه‌های مغزی را بازسازمان‌دهی می‌کند؟» می‌پردازد.

در ادامه این مقاله، معرفی پایگاه داده SAM 40، برچسب‌گذاری استرس (کم و زیاد)، باندهای فرکانسی مورد بررسی EEG، روش محاسبه ارتباطات عملکردی، معرفی معیارهای مورد مطالعه و تحلیل آماری در بخش مواد و روش‌ها ارائه خواهند شد. نتایج حاصل در بخش نتایج گزارش می‌شود و بحث و تفسیر آن‌ها در بخش بحث ارائه می‌گردد. روند اجرای این تحقیق در شکل ۱ نمایش داده شده است.

۲- مواد و روش‌ها

این بخش به تشریح داده مورد استفاده و فرآیندهای تحلیلی اعمال شده بر داده استرس می‌پردازد.

۲-۱- داده مورد استفاده و برچسب‌گذاری استرس

این پژوهش از پایگاه داده SAM 40 استفاده کرده است که شامل ثبت‌های EEG از ۴۰ شرکت‌کننده (۲۶ مرد و ۱۴ زن) با میانگین سنی ۲۱/۵ سال و فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۸ هرتز می‌باشد [۲۸]. این داده‌ها در حالی ثبت شده‌اند که شرکت‌کنندگان در حالت آرامش و انجام سه تکلیف شناختی، شامل تشخیص تصاویر آینه‌ای متقارن (SMI)^۱، تکمیل آزمون رنگ-کلمه استروپ (SCWT)^۲، و حل تکالیف محاسبات ذهنی (MAT)^۳، قرار داشتند [۲۸]. در تکلیف تشخیص تصاویر آینه‌ای متقارن، شرکت‌کنندگان باید میان تصاویر متقارن و نامتقارن تمایز قائل می‌شدند؛ در تکلیف رنگ-کلمه، نام رنگ‌ها با رنگی متفاوت نمایش داده می‌شد و شرکت‌کننده باید رنگ جوهری کلمه را بیان می‌کرد؛ و در تکلیف محاسبات ذهنی، ریاضی ساده تا نسبتاً پیچیده به صورت ذهنی حل می‌شد. شرکت‌کنندگان در حالت «آرامش» صرفاً در یک حالت پایه یا استراحت قرار داشتند و هیچ محرکی برای انجام تکلیف به آن‌ها ارائه نمی‌شد.

به تشکیل گره مرکزی و تعداد ارتباطات مثبت/منفی) بررسی می‌شود تا دینامیک مغزی مرتبط با استرس درک شود. این رویکرد برای SAM 40 سودمند است، زیرا محرک‌های استرس احتمالاً پایداری و سازمان شبکه را در باندهای فرکانسی شناخته‌شده EEG یعنی دلتا، تتا، آلفا، بتا و گاما، تغییر می‌دهند.

مطالعات متعددی به بررسی استرس با EEG پرداخته‌اند که بخشی از آن‌ها به طور مستقیم از پایگاه داده SAM40 استفاده کرده‌اند و بخشی دیگر روی داده‌های مشابه EEG استرس اجرا شده‌اند. برای مثال، گوش و همکاران دیتاست SAM40 را معرفی کردند و بدون تحلیل شبکه‌ای عمیق، بر جمع‌آوری و پیش‌پردازش داده‌ها متمرکز بودند [۲۸]. در ادامه، پژوهش‌هایی همچون افیفی و همکاران با مدل VGGish-CNN (دقت ۹۹٫۲۵٪) [۲۵]، قفر و سالاما با تمرکز بر سامانه‌های شناسایی فردی تحت استرس (دقت ۹۶-۸۶٪) [۲۹]، نرن و همکاران با ویژگی‌های طیفی Doppler [۳۰]، و لیوید و همکاران با مدل Stress-GPT (دقت ۷۴٫۴٪) [۳۱]، همگی از SAM40 برای طبقه‌بندی حالات استرس بهره گرفتند. این مطالعات گرچه ارزشمندند، عمدتاً بر تشخیص یا بهبود دقت طبقه‌بندی متمرکز بوده و سازوکار شبکه‌ای را تبیین نکرده‌اند. در مقابل، برخی پژوهش‌ها روی داده‌های غیر از SAM40 انجام شده‌اند، مانند هافیز و شکیل که از یادگیری عمیق برای طبقه‌بندی استرس بهره بردند [۳۲] و ونهولیک و همکاران که اثر استرس روانی-اجتماعی را بر قدرت امواج و اتصال‌پذیری دودویی بررسی کردند [۳۳]. وجه مشترک اغلب این آثار استفاده از ارتباطات جفتی است که صرفاً روابط بین دو ناحیه را می‌سنجد. پژوهش حاضر از این محدودیت فراتر رفته و با بهره‌گیری از tHOFc شبکه‌های علامت‌دار را ایجاد کرده و سپس با چارچوب نظریه تعادل ساختاری به تحلیل تعاملات سه‌گانه، انرژی شبکه و تمایل به تشکیل گره مرکزی پرداخته است. این رویکرد امکان مشاهده‌ی بازپیکربندی‌های پیچیده‌تر (مانند افزایش سه‌گانه‌های متعادل و کاهش لینک‌های منفی در باندهای آلفا و بتا) و مقایسه‌ی دقیق شرایط LS، HS، Relax را فراهم می‌کند. بدین ترتیب، در

^۱ mental arithmetic tasks

^۱ symmetric mirror image

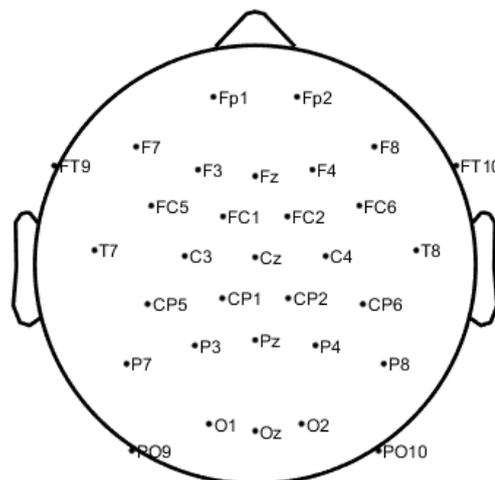
^۲ stroop color-word task

همین دلیل، به جای دسته‌بندی بر اساس نوع تکلیف، هر آزمایش به صورت یک واحد مجزا در نظر گرفته شد. دسته‌بندی بر اساس امتیاز استرس ذهنی شرکت‌کننده پس از هر آزمایش انجام شد. این رویکرد امکان می‌دهد تا پاسخ‌های مغزی مستقیماً با سطح استرس ذهنی شرکت‌کننده مرتبط شده و تفاوت‌های فردی در نظر گرفته شوند.

سوالات اصلی پژوهش این است که «شبکه مغز در پاسخ به استرس بالا (HS) چگونه تغییر می‌کند؟» و «شبکه مغز در پاسخ به استرس پایین (LS) چگونه تغییر می‌کند؟». مقایسه هر دو گروه HS و LS با گروه Relax (حالت پایه) این امکان را می‌دهد تا اثرات مجزای هر یک از سطوح استرس به صورت مستقل از یکدیگر ارزیابی شوند. به عبارت دیگر، هدف درک این موضوع است که استرس بالا چه تغییراتی و استرس پایین چه تغییراتی ایجاد می‌کنند، و سپس این تغییرات به صورت جداگانه تفسیر شوند. این رویکرد برای درک اثرات طیفی استرس بر پویایی‌های مغزی مناسب‌تر است.

۲-۲- باندهای فرکانسی و ماتریس ارتباطات عملکردی

یک فیلتر میان‌گذر FIR برای پردازش سیگنال‌های EEG با مدت‌زمان ۲۵ ثانیه در پنج زیرباند فرکانسی اعمال شد: دلتا (۱-۴ هرتز)، تتا (۴-۸ هرتز)، آلفا (۸-۱۲ هرتز)، بتا (۱۲-۳۰ هرتز)، و گاما (۳۰-۴۵ هرتز). برای هر یک از این زیرباندها، ماتریس ارتباطات عملکردی محاسبه شد. در این پژوهش، این ماتریس با استفاده از روش شباهت پروفایل توپوگرافیکی مبتنی بر ارتباطات عملکردی مرتبه بالا (tHOFC)^۲ که یک فرآیند دو مرحله‌ای است، محاسبه شد [۳۴]. در مرحله اول، ارتباط عملکردی بین هر جفت الکتروود محاسبه شد تا ماتریس ارتباطات عملکردی مرتبه پایین (LOFC) ایجاد شود که نتیجه آن یک بردار ارتباط عملکردی برای هر الکتروود بود. این بردار، پروفایل LOFC مربوط به الکتروود مورد نظر را نشان می‌داد. در مرحله دوم، tHOFC به‌عنوان شباهت بین پروفایل‌های LOFC هر جفت الکتروود محاسبه گردید. tHOFC می‌تواند اطلاعات تکمیلی نسبت به LOFC متداول ارائه دهد و تفاوت‌های بیشتری بین گروه‌ها ارائه کند [۳۴، ۳۵]. در مرحله اول، از مقدار قفل‌شدگی فاز (PLV)^۳ استفاده شد [۳۶]. PLV، همان‌طور که توسط کوهن توضیح داده شده است [۳۷]،



شکل ۲- چیدمان الکتروودها برای مجموعه داده SAM 40.

هر تکلیف به مدت ۲۵ ثانیه انجام شد و در سه نوبت تکرار گردید. پس از هر نوبت، شرکت‌کنندگان سطح استرس تکالیف را در مقیاس ۱ تا ۱۰ ارزیابی کردند. داده‌های EEG با استفاده از کیت ژلی ۳۲ کاناله Emotiv EPOC Flex جمع‌آوری شدند. آرایش الکتروودهای استفاده‌شده برای پایگاه داده SAM 40 در شکل ۲ نشان داده شده است. الکتروودها شامل Fp1, Fz, Cz, F7, F3, F4, F8, FT9, FT10, FC5, C3, FC1, CP1, CP5, T7, CP2, CP6, P7, P3, Pz, P4, P8, PO10, O2, Oz, Pz, O1, FC6, C4, FC2, FT9, FT10, T8, CP6, CP2, P4, P8, PO10, O2, Oz, Pz, O1, Fp2 و F8 بودند. پژوهشگران داده‌های EEG را پیش‌پردازش کردند تا انحرافات پایه‌ای را با کسر میانگین و روند با استفاده از فیلتر Savitzky-Golay حذف کنند [۲۸]. نویز فیزیولوژیکی نیز از طریق آستانه‌گذاری موجکی کاهش یافت [۲۸]. در این مطالعه، تکالیفی که امتیازی بیش از ۶ و کمتر از ۴ دریافت کردند، به ترتیب به‌عنوان تکالیف با سطح استرس بالا و پایین برچسب‌گذاری شدند. بر این اساس، از مجموع ۳۶۰ آزمایش^۱ (۴۰ شرکت‌کننده × ۳ تکلیف شناختی × ۳ آزمایش)، ۷۰ و ۱۰۲ آزمایش به ترتیب به‌عنوان تکالیف با استرس بالا و پایین برچسب‌گذاری شدند. برای داده‌های حالت آرامش، ۷۰ مورد و ۱۰۲ مورد از مجموع ۱۲۰ آزمایش EEG حالت آرامش (۴۰ شرکت‌کننده × ۱ حالت آرامش × ۳ آزمایش) به صورت تصادفی انتخاب شدند تا به ترتیب با داده‌های EEG تکالیف با استرس بالا و پایین مقایسه شوند. از این پس، نتایج مربوط به حالت‌های آرامش، استرس پایین، و استرس بالا به ترتیب با عناوین relax, LS, و HS ذکر می‌شوند.

هدف اصلی پژوهش، بررسی تأثیر استرس ادراک‌شده بر فعالیت‌های مغزی بود، نه مقایسه عملکرد تکالیف شناختی. به

^۲ phase locking value

^۱ Trial

^۲ topographical profile similarity-based high-order functional connectivity

دارند، تعداد سه‌گانه‌های متعادل از سه‌گانه‌های نامتعادل پیشی می‌گیرد. عناصر یک سه‌گانه نامتعادل با وضعیت خود احساس ناامیدی (frustrated) می‌کنند و تلاش می‌کنند ارتباطات خود را تنظیم کنند تا به تعادل دست یابند. این فرآیند مشابه انتقال یک سیستم فیزیکی ناپایدار به پیکربندی پایدارتر و با انرژی کمتر است که بر اساس اصل کمینه‌سازی انرژی هدایت می‌شود. بنابراین، می‌توان استنباط کرد که یک سه‌گانه متعادل (پایدار) در حالت کم‌انرژی ایستادن باقی می‌ماند، در حالی که یک سه‌گانه نامتعادل (ناپایدار) فعالانه برای کاهش تنش‌های خود تلاش می‌کند و انرژی خود را کاهش می‌دهد تا به شرایط پایدار گذار کند. T_0 و T_2 به ترتیب سه‌گانه‌های نامتعادل قوی و ضعیف را نشان می‌دهند، زیرا T_2 ناامیدی بیشتری نسبت به T_0 به سیستم وارد می‌کند، اجزای آن از وضعیت خود ناراضی‌ترند، و T_2 را نسبت به T_0 ناپایدارتر می‌سازد. به همین ترتیب، T_1 و T_3 به‌عنوان سه‌گانه‌های متعادل قوی و ضعیف دسته‌بندی می‌شوند، که در آن T_3 پایداری بیشتری نسبت به T_1 نشان می‌دهد؛ شبکه‌ای که صرفاً از سه‌گانه‌های T_3 با ارتباطات مثبت تشکیل شده باشد، به پایداری بیشتری دست می‌یابد (هر سه الکترون از وضعیت خود راضی هستند). یک قیاس آشنا برای این مفهوم در ارتباطات اجتماعی، ارتباطات مثبت را به‌عنوان دوستی و ارتباطات منفی را به‌عنوان دشمنی در نظر می‌گیرد. در این مدل تعادل کلاسیک، یک سه‌گانه زمانی متعادل تلقی می‌شود که بدون استثنا به چهار اصل کلیدی پایبند باشد: (الف) دوستِ دوست، دوست است، (ب) دوستِ دشمن، دشمن است، (ج) دشمنِ دوست، دشمن است، و (د) دشمنِ دشمن، دوست است. فرض اول با T_3 و فرض‌های باقی‌مانده با T_1 هم‌راستا هستند. در مقابل، سه‌گانه‌های نامتعادل به‌صورت T_2 ("دوستِ دوست، دشمن است") و T_0 ("دشمنِ دشمن، دشمن است") ظاهر می‌شوند [۳۸-۴۱].

انتخاب چهار نوع سه‌تایی (T_0 - T_3) بر اساس نظریه تعادل ساختاری (SBT) انجام شده است که در آن ترتیب پیوندهای مثبت و منفی در هر سه‌گانه اهمیتی ندارد. این دسته‌بندی به‌طور رایج در مطالعات مرتبط با تحلیل شبکه‌های مغزی و اجتماعی استفاده شده است و بر اساس آن، تنها چهار نوع سه‌تایی برای مدل‌سازی تعادل و عدم تعادل در نظر گرفته شده‌اند [۴۰-۳۸ و ۴۲].

روشی پرکاربرد برای اندازه‌گیری ارتباط عملکردی در داده‌های EEG است که با سنجش پایداری تفاوت فاز بین دو سیگنال عصبی در طول زمان عمل می‌کند. PLV بر همگام‌سازی فاز تمرکز دارد و نشان می‌دهد که فازهای نوسانی دو الکترون تا چه حد به‌صورت قابل‌اعتماد هم‌راستا می‌شوند. برای محاسبه PLV، فاز لحظه‌ای هر سیگنال با استفاده از تبدیل هیلبرت استخراج می‌شود و تفاوت فاز بین جفت الکترون‌ها در هر نقطه زمانی محاسبه می‌گردد. شاخص PLV به‌عنوان مقدار مطلق میانگین نمایی مختلط تفاوت‌های فاز بین سیگنال‌های EEG دو ناحیه مغزی در طول زمان تعریف می‌شود:

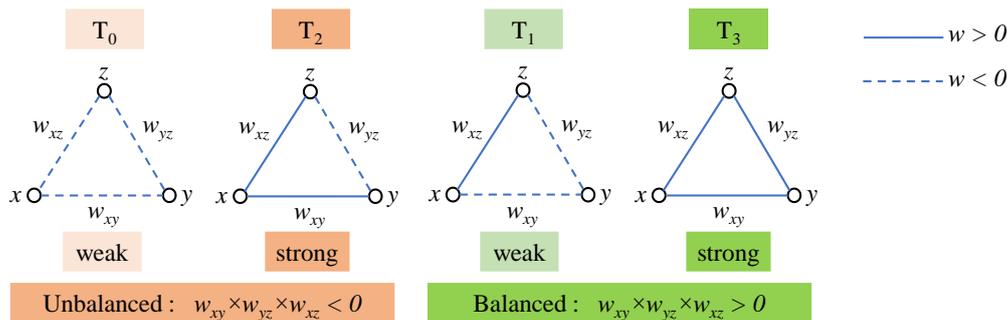
$$PLV_{xy} = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^n e^{i(\phi_1(t) - \phi_2(t))} \quad (1)$$

که در آن $\phi_1(t)$ و $\phi_2(t)$ فازهای دو سیگنال، t شاخص زمان و n تعداد نقاط زمانی هستند. مقادیر PLV از ۰ (عدم همگام‌سازی) تا ۱ (فصل‌شدگی کامل فاز) متغیر است. کوهن بر قدرت PLV در شناسایی تعاملات پویا و خاص فرکانس تأکید دارد که آن را برای مطالعه هماهنگی شبکه‌های مغزی ایده‌آل می‌سازد.

برای تحلیل تعاملات سه‌گانه، ماتریس ارتباطات عملکردی باید دارای مقادیر مثبت و منفی باشند. از این رو، در مرحله دوم، از همبستگی پیرسون استفاده شد تا پروفایل شباهت و ماتریس نهایی بدست آید. از این ماتریس نهایی معیارهای مورد بررسی استخراج شدند.

۳-۲- نظریه تعادل ساختاری و معرفی معیارهای تعاملات سه‌گانه

نظریه تعادل ساختاری (SBT) پایداری و دینامیک یک شبکه را از طریق مطالعه روابط سه‌گانه بین عناصر، که در این مورد الکترون‌ها هستند، بررسی می‌کند. این پژوهش چهار نوع از تعاملات سه‌گانه را در پنج باند فرکانسی مورد کاوش قرار داد: سه‌گانه کاملاً متعادل T_3 (+ + +)، سه‌گانه ضعیف متعادل T_1 (+ - +)، سه‌گانه کاملاً نامتعادل T_2 (- + +)، و سه‌گانه ضعیف نامتعادل T_0 (- - -) (شکل ۳). نمادهای "+" و "-" نشان‌دهنده علامت وزن‌های ارتباط عملکردی بین الکترون‌ها هستند، که در آن زیروند عدد در T_i تعداد وزن‌های "+" در هر سه‌گانه را نشان می‌دهد. علامت‌های "+" و "-" در ارتباط عملکردی به ترتیب همگام‌سازی و ناهمگام‌سازی بین الکترون‌ها (نواحی مغزی) را نشان می‌دهند. در شبکه‌هایی که تعادل بیشتری



شکل ۳-SBT چهار نوع مثلث را تعریف می‌کند که در آن‌ها تعداد پیوندهای منفی زوج یا فرد به ترتیب نشان‌دهنده حالت‌های متعادل یا نامتعادل است و زیرنویس‌های T تعداد پیوندهای مثبت را نشان می‌دهد. در مثلث‌های متعادل، T_3 (قوی) از T_1 (ضعیف) پایدارتر است؛ در مثلث‌های نامتعادل، T_2 (قوی) نسبت به T_0 (ضعیف) ناکامی بیشتری به شبکه تزریق می‌کند.

مربوط به آن‌ها با استفاده از معادله (۲) محاسبه می‌شوند که در این حالت N برابر تعداد کل سه‌گانه‌های شامل شامل الکتروژام است. با استفاده از انرژی‌های محاسبه شده برای الکترودها می‌توان توپوگرافی مربوط به انرژی کل تعاملات سه‌گانه را رسم نمود (مورد نیاز برای رسم شکل ۶).

وزن روابط سه‌گانه در فرمول معیار انرژی (Un) به‌طور مستقیم اعمال می‌شود. این وزن‌ها نقش اساسی در محاسبه انرژی کلی شبکه دارند و تعیین می‌کنند که روابط مثبت و منفی چطور بر پایداری و تناسب شبکه تأثیر می‌گذارند. به‌طور خاص، سه‌گانه‌های متعادل (T_1 و T_3) انرژی کمتری دارند، در حالی که سه‌گانه‌های نامتعادل (T_0 و T_2) انرژی بیشتری به شبکه اضافه می‌کنند [۳۸ و ۳۹ و ۴۳].

وجود علامت منفی در تعریف انرژی سه‌گانه‌ها تضمین می‌کند که وضعیت‌های متعادل انرژی کمتری داشته باشند. به‌طور مشخص، اگر سه وزن یک تعامل سه‌گانه هم‌علامت باشند (مثلاً همه مثبت در T_3 یا دو منفی و یک مثبت در T_1)، حاصل ضرب سه وزن مثبت خواهد شد؛ با ضرب در منفی کلی، سهم آن سه‌گانه به انرژی کل منفی می‌شود (پایدار). در مقابل، اگر تعداد وزن‌های منفی فرد باشد (T_0 یا T_2)، حاصل ضرب سه وزن منفی خواهد شد و پس از ضرب در منفی کلی، سهم مثلث مثبت می‌شود (ناپایدار). بنابراین، وزن‌های مثبت وقتی در الگوهای متعادل قرار گیرند موجب کاهش انرژی شبکه می‌شوند، در حالی که وزن‌های منفی در الگوهای نامتعادل انرژی را افزایش داده و تنش یا ناامیدی را به سیستم تحمیل می‌کنند. این فرمول‌بندی ریاضی، همان اصل فیزیکی کمینه‌سازی انرژی در مدل‌های اسپین (Ising) و نظریه تعادل اجتماعی را بازنمایی می‌کند [۴۴ و ۴۵].

دو معیار برای بررسی ارتباطات سه‌گانه بین حالت‌های استرس بالا (HS) و آرامش (relax) استفاده شد. معیار اول، نرخ وقوع سه‌گانه T_i بود (به‌صورت $|T_i|$ بیان می‌شود)، که در آن i برابر با ۰، ۱، ۲ و ۳ است. معیار دوم، انرژی کل سه‌گانه‌ها بود که با Un نشان داده می‌شود:

$$Un = -\frac{1}{N} \sum_{i=0}^3 \sum_{x<y<z} w_{xy}(T_i)w_{xz}(T_i)w_{yz}(T_i) \quad (2)$$

که در آن N تعداد کل سه‌گانه‌ها در شبکه، w وزن ارتباطات سه‌گانه T_i ، و x ، y ، و z الکترودهای تشکیل‌دهنده سه‌گانه T_i را نشان می‌دهند. علامت منفی پیش از ضرب، مفهوم معادله را از منظر انرژی فیزیکی افزایش می‌دهد. در شبکه‌ای که کاملاً از سه‌گانه‌های متعادل قوی تشکیل شده باشد، Un برابر با -۱ است، در حالی که برای سه‌گانه‌های نامتعادل قوی به +۱ می‌رسد. بنابراین، کاهش Un پایداری کلی شبکه را بهبود می‌بخشد. انرژی کل یک نوع سه‌گانه با معادله (۳) محاسبه می‌شود:

$$Un(T_i) = -\frac{1}{N_i} \sum_{x<y<z} w_{xy}(T_i)w_{xz}(T_i)w_{yz}(T_i), \quad (3)$$

$i = 0, 1, 2, \text{ or } 3$

که در آن N_i تعداد کل سه‌گانه‌های T_i در شبکه را نشان می‌دهد.

برای محاسبه انرژی تعاملات سه‌گانه $Un(T_i)$ [$i=0,1,2,\text{ or }3$] برای الکتروژام، تمام سه‌گانه‌های T_i شامل این الکتروژام شناسایی شده و سپس انرژی مربوط به آن‌ها با استفاده از معادله (۳) محاسبه می‌شوند که در این حالت N_i برابر تعداد کل T_i ‌های شامل الکتروژام است. با استفاده از انرژی‌های محاسبه شده برای الکترودها می‌توان توپوگرافی مربوط به انرژی T_i ‌ها را رسم نمود (مورد نیاز برای رسم شکل ۷). برای محاسبه انرژی کلیه تعاملات سه‌گانه برای الکتروژام، تمام سه‌گانه‌های شامل این الکتروژام شناسایی شده و سپس انرژی

$TMHn$ (الکتروژام است. مقادیر بالای Dz نشان‌دهنده این است که آن الکتروژام یک گره مرکزی مهم است و به دلیل داشتن پیوندهای زیاد با وزن بالا، سهم زیادی در معیار TMH کلی شبکه دارد (مورد نیاز برای رسم شکل ۶).

برای درک بهتر مفهوم TMH ، نتایج TMH برای ماتریس ارتباطات حاصل از میان‌گیری ماتریس‌های ارتباطات گروه HS در شکل ۴ رسم شده است. در این شکل، اندازه‌ی نودها متناسب با مقدار TMH تعیین شده و دو نود با بیشترین و کمترین TMH به ترتیب با رنگ سبز و زرد مشخص شده‌اند. سپس اتصالات این دو نود با سایر الکتروژام‌ها نشان داده شده است؛ به گونه‌ای که در پنل چپ صرفاً ارتباطات مثبت ($TMHp$) و در پنل راست ارتباطات منفی ($TMHn$) نمایش داده شده‌اند. رنگ خطوط بیانگر نوع ارتباط (قرمز برای مثبت و آبی برای منفی) و ضخامت آن‌ها متناسب با شدت ارتباط است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، نود سبز به‌عنوان یک هاب شبکه‌ای با تراکم بالای ارتباطات مثبت یا منفی ظاهر شده است. در حالی که نود زرد تنها اتصالات محدودی را نشان می‌دهد. این نمایش تصویری به‌روشنی اهمیت هاب‌های مثبت و منفی در ساختار توپولوژیک شبکه‌های عملکردی را نشان داده و درک شهودی‌تری از شاخص‌های $TMHp$ و $TMHn$ فراهم می‌آورد.

تعداد (یا فرکانس) ارتباطات منفی $|N|$ و ارتباطات مثبت $|P|$ برای هر فرد در تمامی باندهای فرکانسی محاسبه می‌شود. با استفاده از داده‌های $|N|$ و ارتباطات مثبت $|P|$ ، می‌توان تشخیص داد که $|T_i|$ و TMH ها ممکن است بین گروه‌ها متفاوت باشند، حتی اگر تعداد کل ارتباطات منفی و مثبت تفاوت معنی‌داری بین آن‌ها نشان ندهد.

برای هر الکتروژام تعداد ارتباطات مثبت و منفی که مستقیماً به آن وصل هستند به عنوان $|P|$ و $|N|$ در نظر گرفته می‌شوند (مورد نیاز برای رسم شکل ۶).

۴-۲- تمایل به ساختن گره مرکزی و تعداد ارتباطات مثبت و منفی

هاب‌ها به گره‌ها (الکتروژام‌ها) اشاره دارند که از تعداد زیادی اتصال برخوردارند و این پیوندها در شبکه‌های وزن‌دار دارای وزن‌های قابل توجهی هستند. هاب‌ها به‌عنوان عناصر محلی، نقش مهمی در شکل‌دهی به ساختار شبکه مغزی ایفا می‌کنند. در این پژوهش، از یک معیار جهانی هاب بودن برای ارزیابی تفاوت‌های توپولوژی شبکه بین حالت‌های HS و $relax$ استفاده شد. این معیار، که ابتدا توسط صابری و همکاران (۲۰۲۱) برای مطالعه اختلال طیف اوتیسم معرفی شد [۳۹]، با عنوان تمایل به تشکیل گره مرکزی (TMH)^۱ تعریف می‌شود و برای پیوندهای مثبت و منفی به‌صورت $TMHp$ و $TMHn$ بیان می‌گردد:

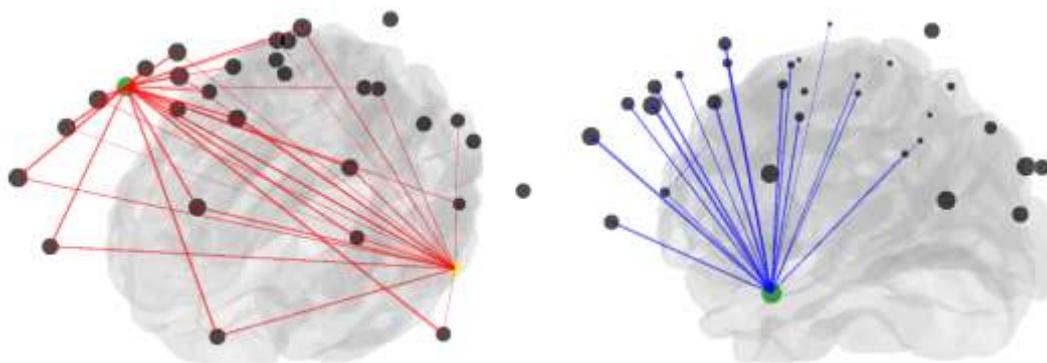
$$TMHp = \frac{\sum_{i=1}^M D_{i,p}^2}{\sum_{i=1}^M D_{i,p}}, D_{i,p} = \sum_{j=1, j \neq i, w_{ij} > 0}^M w_{ij,p}; \quad (4)$$

$$TMHn = \frac{\sum_{i=1}^M D_{i,n}^2}{\sum_{i=1}^M D_{i,n}}, D_{i,n} = - \sum_{j=1, j \neq i, w_{ij} > 0}^M w_{ij,n}$$

که در آن M نشان‌دهنده تعداد کل الکتروژام‌ها است، $D_{i,p}$ و $D_{i,n}$ به ترتیب درجات مثبت و منفی الکتروژام را نشان می‌دهند، و $w_{ij,p}$ و $w_{ij,n}$ وزن‌های ارتباط مثبت و منفی بین الکتروژام و سایر الکتروژام‌ها را مشخص می‌کنند. درجه یک الکتروژام (ناحیه مغزی) برابر مجموع وزن ارتباطاتی است که سایر الکتروژام‌ها (نواحی مغزی) به آن متصل می‌شوند. $TMHp$ و $TMHn$ به ترتیب تمایل شبکه به تشکیل هاب با پیوندهای مثبت و منفی را منعکس می‌کنند. در نتیجه، TMH نشان می‌دهد که چگونه ارتباطات مثبت و منفی ساختار توپولوژیکی مغز را شکل می‌دهند.

در توپولوژات‌ها، مقدار مطلق Dz برای هر الکتروژام نمایش داده می‌شود که Dz درجات (مثبت برای $TMHp$ و منفی برای

^۱ Tendency to make hub



شکل ۴- نمایش مفهومی TMH مثبت و منفی در شبکه‌ی عملکردی مبتنی بر داده واقعی EEG. در این تصویر، اندازه‌ی نودها متناسب با مقدار TMH (مجموع وزن‌های ارتباطات) تعیین شده است. نود با بیشترین TMH با رنگ سبز و نود با کمترین TMH با رنگ زرد مشخص شده‌اند. در شکل چپ برای TMHp بوده و ارتباطات این دو نوع نود به سایر الکترودها نمایش داده شده‌اند (قرمز)، و شکل راست برای TMHn بوده و ارتباطات منفی (آبی) نشان داده شده‌اند. ضخامت خطوط متناسب با شدت ارتباط بوده و تمایز آشکار میان یک هاب قوی (سبز) با تراکم بالای ارتباطات و یک نود ضعیف (زرد) با ارتباطات محدود را نشان می‌دهد. این نمایش مفهوم TMHp و TMHn را در چارچوب توپولوژی شبکه انتقال می‌دهد.

۵-۲- آنالیز آماری

برای هر معیار مورد مطالعه، از آزمون جایگشت (permutation test) استفاده شد تا توزیعی تولید شود که از آن مقدار p -value مربوط به مقایسه آن معیار بین دو گروه به دست آید. اگر $y_{m \times 1}^{Group1}$ و $y_{m \times 1}^{Group2}$ نشان‌دهنده مقادیر برداری یک معیار مشخص در یکی از پنج باند فرکانسی برای گروه اول (Group1) با m عنصر و گروه دوم (Group2) با n عنصر باشند، مقدار p -value به صورت زیر محاسبه شد:

۱- بردارهای y^{Group1} و y^{Group2} به هم متصل شدند تا بردار $Y_{(m+n) \times 1}$ تشکیل شود،

۲- بردار Y به صورت تصادفی درهم ریخته (shuffled) شد،

۳- میانگین m عنصر اول و میانگین n عنصر آخر از بردار جابه‌جاشده Y محاسبه گردید،

۴- قدر مطلق تفاوت بین این دو میانگین محاسبه شد،

۵- مراحل ۱ تا ۴ برای هر باند به صورت جداگانه اجرا شد تا ۵ مقدار قدر مطلق تفاوت میانگین برای آن معیار مشخص به دست آید،

۶- حداکثر مقدار از میان ۵ مقدار مذکور به عنوان اولین عضو توزیع جایگشت در نظر گرفته شد،

۷- مراحل ۱ تا ۶ به مدت ۵۰۰ بار تکرار شد تا توزیعی با ۵۰۰ عضو ایجاد شود،

۸- تفاوت مطلق بین میانگین y^{Group1} و میانگین y^{Group2} محاسبه و به عنوان $original_difference_band$ در نظر گرفته شد، که در آن باند می‌توانست دلتا، تتا، آلفا، بتا یا گاما باشد،

۹- مقدار احتمال برای معیار مشخص در باند مورد نظر به صورت (تعداد اعضای توزیع بزرگ‌تر از $original_difference_band$ تقسیم بر ۵۰۰ محاسبه شد،

۱۰- برای اطمینان بیشتر، مراحل ۱ تا ۹۱۰۰ بار تکرار شد و میانگین ۱۰۰ مقدار احتمال به عنوان p -value در نظر گرفته شد.

در آزمون جایگشتی، ما مقایسه‌های متعددی را در طول پنج باند فرکانسی (دلتا، تتا، آلفا، بتا و گاما) انجام دادیم. برای کنترل خطای نوع اول ناشی از این مقایسه‌های همزمان، به جای اینکه برای هر باند یک توزیع جایگشت جداگانه ایجاد کنیم، ما در هر تکرار، بیشترین مقدار مطلق تفاوت میانگین را از بین هر پنج باند فرکانسی انتخاب کردیم (مرحله ۶). این بزرگترین مقدار به عنوان یک عضو از توزیع مرجع جایگشت در نظر گرفته شد. این رویکرد تضمین می‌کند که آستانه‌ی معناداری آماری، بر اساس بزرگترین آماره مشاهده شده در تمام مقایسه‌ها تعیین می‌شود. در نتیجه، p -value گزارش شده برای هر معیار، p -value تعدیل شده است و به طور مؤثر نرخ خطای چند مقایسه‌ای را کنترل می‌کند. این روش دقیق‌تر از روش‌های سنتی مانند FDR است، زیرا ساختار وابستگی داده‌ها (همبستگی بین باندها) را در نظر می‌گیرد.

در بخش نتایج، این p -value و $original_difference_band$ (بدون اعمال تابع قدر مطلق و با عبارت $meandiff$) گزارش می‌شوند.

۳- نتایج

برای این مطالعه، هدف مقایسه گروه‌های HS و relax با استفاده از SBT و برخی معیارهای توپولوژیکی بود تا مشخص شود آیا تفاوتی بین این دو گروه وجود دارد یا خیر. به منظور بررسی اینکه آیا این تفاوت‌ها در عملکرد و سازمان‌دهی مغز ناشی از سطوح بالای استرس است، نتایج گروه‌های LS و

جدول ۱- مقادیر ۹ معیار مورد مطالعه در پنج باند فرکانسی ارائه شده است. این مقادیر از میانگین‌گیری بر روی تمامی داده‌های مورد مطالعه گروه مشخص شده به دست آمده‌اند. معیارهایی که به طور معنی‌داری بین گروه‌های HS و Relax یا LS و Relax تفاوت دارند (به جدول ۲ مراجعه شود)، به صورت برجسته مشخص شده‌اند.

گروه	$ T_0 $	$ T_1 $	$ T_2 $	$ T_3 $	Un	$TMHp$	$TMHn$	$ P $	$ N $
دلتا	HS	۲۴/۹۶	۱۶۹۰/۱	۹۶۹/۹	۲۲۷۵	-۰/۰۳۴۹	۷/۷۶۲۲	۳۴۸/۵	۱۴۷/۵
	LS	۳۱/۳	۱۷۱۸/۶	۱۱۱۹	۲۰۹۰/۶	-۰/۰۲۵۵	۷/۰۸۸۸	۳۴۰/۹۸	۱۵۵/۰۲
	relax	۲۹/۳۷	۱۶۷۶/۱	۱۰۰۹	۲۲۴۴/۹	-۰/۰۲۹۸	۷/۴۷۵۸	۳۴۷/۶۷	۱۴۸/۳۳
تتا	HS	۳۷/۱	۱۸۱۱/۶	۱۱۱۸	۱۹۹۲/۷	-۰/۰۲۶۱	۶/۹۳۴۴	۳۳۴/۲۲	۱۶۱/۷۷
	LS	۳۳/۲۹	۱۸۸۶/۸	۱۱۴۶	۱۸۹۳/۵	-۰/۰۲۶۴	۶/۸۴۷۶	۳۲۸/۶۷	۱۶۷/۳۳
	relax	۳۶/۶۶	۱۸۱۰/۶	۱۱۵۵	۱۹۵۷/۴	-۰/۰۲۶۲	۶/۹۱۴۱	۳۳۳/۱۱	۱۶۲/۸۸
آلفا	HS	۶۳/۶۶	۱۹۲۷/۶	۱۱۵۵	۱۸۱۳/۳	-۰/۰۲۱۸	۶/۱۸۴۸	۳۲۲/۶۱	۱۷۳/۳۹
	LS	۷۶/۷۵	۲۱۵۹/۳	۱۱۱۹	۱۶۰۴/۳	-۰/۰۲۴۵	۶/۱۷۰۶	۳۰۷/۰۵	۱۸۸/۹۵
	relax	۸۹/۱۹	۲۳۴۹/۲	۱۰۱۵	۱۵۰۶/۴	-۰/۰۳۷۴	۶/۶۸۶۴	۲۹۶/۶۳	۱۹۹/۳۷
بتا	HS	۱۰۲/۷	۱۰۹۵/۳	۱۴۸۴	۲۲۷۸	-۰/۰۰۶۷	۴/۸۴۵۲	۳۶۳/۲۴	۱۳۲/۷۶
	LS	۱۳۹/۷	۱۴۴۵/۸	۱۳۲۹	۲۰۴۵/۴	-۰/۰۰۷۴	۴/۸۸۲	۳۴۱/۳۴	۱۵۴/۶۶
	relax	۱۴۵/۳	۱۳۶۶/۵	۱۴۸۸	۱۹۶۰/۲	-۰/۰۰۶۲	۴/۵۱۲۲	۳۴۰/۷۷	۱۵۵/۲۳
گاما	HS	۱۱۹/۷	۷۲۳/۵۷	۱۴۱۷	۲۶۹۹/۷	-۰/۰۰۰۶	۵/۰۱۸۱	۳۸۸/۵۶	۱۰۷/۴۴
	LS	۱۲۹/۴	۷۵۹/۷۶	۱۳۹۰	۲۶۸۰/۳	-۰/۰۰۴۶	۴/۸۰۳۳	۳۸۶/۰۶	۱۰۹/۹۴
	relax	۱۲۷/۹	۶۶۵/۱۴	۱۴۹۳	۲۶۷۳	-۰/۰۰۳۱	۴/۳۷۶۱	۳۸۹/۰۷	۱۰۶/۹۳

جدول ۲- نتایج مقایسه آماری بین گروه‌های HS و relax. مقدار *meandiff* نشان‌دهنده تفاوت بین میانگین مقادیر گروه HS و میانگین مقادیر گروه relax برای معیار مشخص شده است.

گروه	$ T_0 $	$ T_1 $	$ T_2 $	$ T_3 $	Un	$TMHp$	$TMHn$	$ P $	$ N $	<i>p-value</i>	<i>meandiff</i>
دلتا	۰/۹۹۸	۰/۹۹۹	۰/۹۶۵	۰/۹۹۸	۰/۵۸۷۵	۰/۷۸۹۲	۰/۶۴۹۳	۱	۰/۹۹۹	۰/۹۹۹	۰/۹۹۹
	-۴/۴۱۴	۱۴/۰۱۴	-۳۹/۶۴	۳/۰۴۲	-۰/۰۰۵	۰/۲۸۶۵	۰/۲۶۲۱	۰/۸۲۸۶	-۰/۸۲۸۶	۰/۹۹۹	-۰/۸۲۸۶
تتا	۱	۱	۰/۹۷۴	۰/۹۹۶	۱	۰/۹۹۹	۱	۰/۹۹۹	۰/۹۹۹	۰/۹۹۹	۰/۹۹۹
	۰/۴۴۳	۰/۹۸۵۷	-۳۶/۷۳	۳۵/۳	<۰/۰۰۰۱	۰/۰۲۰۲	۰/۰۲۱۲	۱/۱۱۴	-۱/۱۱۴	۰/۹۹۹	-۱/۱۱۴
آلفا	۰/۴۸۲	۰/۰۰۰۱	۰/۱۲۹	۰/۰۲۸۳	۰/۰۰۳۸	۰/۳۲۹۸	۰/۰۰۰۴	۰/۰۰۱۳	۰/۰۰۱۳	۰/۰۰۱۳	۰/۰۰۱۳
	-۲۵/۵۳	-۴۲۱/۶	۱۴۰/۲	۳۰۶/۹۳	۰/۰۱۵۶	-۰/۵۰۱۶	-۰/۹۵۷	۲۵/۹۸۶	-۲۵/۹۹	۰/۰۰۱۳	-۲۵/۹۹
بتا	۰/۱۱۲	۰/۰۲۰۱	۱	۰/۰۲۲۱	۰/۹۹۹	۰/۶۸۷۵	۰/۹۹۹۴	۰/۰۰۷	۰/۰۰۷	۰/۰۰۷	۰/۰۰۷
	-۴۲/۵۶	-۲۷۱/۲	-۴/۱۲۸	۳۱۷/۸۶	-۰/۰۰۰۵	۰/۳۳۲۹	-۰/۰۴۷۲	۲۲/۴۷	-۲۲/۴۷	۰/۰۰۷	-۲۲/۴۷
گاما	۰/۹۷۶	۰/۹۵۸۵	۰/۶۶	۰/۹۹۸۹	۰/۸۷۸۶	۰/۱۴۴۶	۰/۶۵۵۹	۱	۰/۹۹۹	۰/۹۹۹	۰/۹۹۹
	-۸/۱۷۱	۵۸/۴۲۸	-۷۶/۹۱	۲۶/۶۵۷	-۰/۰۰۲۹	۰/۶۴۲۰	۰/۲۶	-۰/۵۱۴	۰/۵۱۴	۰/۹۹۹	-۰/۵۱۴

جدول ۳- نتایج مقایسه آماری بین گروه‌های LS و relax. مقدار *meandiff* نشان‌دهنده تفاوت بین میانگین مقادیر گروه LS و میانگین مقادیر گروه relax برای معیار مشخص شده است.

گروه	$ T_0 $	$ T_1 $	$ T_2 $	$ T_3 $	Un	$TMHp$	$TMHn$	$ P $	$ N $	<i>p-value</i>	<i>meandiff</i>
دلتا	۱	۰/۲۹۶	۰/۹۹۸	۰/۳۰۰۵	۰/۹۹۹۶	۰/۹۹۹۸	۰/۳۵۵۱	۰/۳۳۳۸	۰/۳۳۱	۰/۳۳۱	۰/۳۳۱
	-۱/۳۰۴	۱۳۲/۱۶	۱۵/۱۸۶	-۱۴۶/۰۴	۰/۰۰۰۶	۰/۰۴۴۲	۰/۲۸۰۷	-۹/۱۸۶۳	۹/۱۸۶۳	۰/۳۳۱	-۹/۱۸۶۳
تتا	۰/۹۹۳	۰/۲۵۵۲	۰/۹۱۵	۰/۶۶۷	۰/۷۰۱	۰/۹۹۹	۰/۱۷۶۵	۰/۵۴۳۴	۰/۵۳۶۸	۰/۹۹۳	۰/۵۳۶۸
	-۵/۵	۱۳۷/۹۱	-۳۹/۹۱	-۹۲/۵	-۰/۰۰۳	۰/۰۶۵	۰/۳۴۶۹	-۷/۳۱۳۷	۷/۳۱۳۷	۰/۹۹۳	-۷/۳۱۳۷
آلفا	۰/۹۵۱	۰/۲۶۳۶	۰/۵۱	۰/۸۲۲	۰/۰۰۶۱	۰/۲۵۸۶	۰/۰۷۱۶	۰/۵۰۸۱	۰/۴۹۹۶	۰/۹۵۱	۰/۴۹۹۶
	-۹/۰۵۹	-۱۳۶/۶۶	۷۲/۵۷	۷۳/۱۵۷	۰/۰۰۹۹	-۰/۴۲۹	-۰/۴۱۹۷	۷/۵۹۸	-۷/۵۹۸	۰/۹۵۱	-۷/۵۹۸
بتا	۰/۹۹۸	۰/۸۹۸	۰/۰۵۳	۰/۷۹۴	۰/۹۹۹۷	۰/۷۸۸	۰/۹۸۶۲	۰/۹۹۹	۰/۹۹	۰/۹۹۸	۰/۹۹
	-۳/۷۳۵	۶۲/۸۲۳	-۱۳۵/۹	۷۶/۸۲	-۰/۰۰۰۵	۰/۲۳	۰/۰۸۰۹	۰/۷۱۵۷	-۰/۷۱۵۷	۰/۹۹۸	-۰/۷۱۵۷
گاما	۰/۹۹۷	۱	۰/۹۶۱	۰/۹۸۴	۱	۰/۹۳۳۴	۰/۹۹۹	۰/۹۹۸۴	۰/۹۹۸۴	۰/۹۹۷	۰/۹۹۸۴
	-۴/۲۷۴	-۱/۵۵۹	-۳۲/۵۹	۳۸/۴۲۱	-۰/۰۰۰۱	۰/۱۶۲	-۰/۰۲۰۸	۱/۶۱۷۶	-۱/۶۱۷۶	۰/۹۹۷	-۱/۶۱۷۶

$\{|T_1| \text{ (meandiff}=-271.2, p=0.0201), |P| \text{ (meandiff}=-22.47, p=0.007)\}$

نشان می‌دهد.

نتایج مقایسه آماری بین گروه‌های LS و relax در جدول ۳ فهرست شده است. تنها تفاوت در باند آلفا وجود دارد، جایی که گروه LS مقدار Un به طور قابل توجهی بزرگ‌تر دارد. ($p=0.0061$ meandiff=0.0099)

شکل ۵ نمودارهای جعبه‌ای و توزیع را برای گروه‌های HS، LS و relax نمایش می‌دهد. این نتایج مربوط به معیار (باند فرکانسی) است که تفاوت‌های قابل توجهی بین گروه‌های HS و relax یا LS و relax نشان داده است (مشخص شده در جدول‌های ۲ و ۳). به صورت بصری، می‌توان مشاهده کرد که گروه relax اغلب الگوی متمایز نسبت به گروه HS نشان می‌دهد، که این ادعا را تأیید می‌کند که تفاوت‌های قابل توجهی بین این گروه‌ها وجود دارد و نتایج جدول ۲ را تأیید می‌کند. گروه LS معمولاً در جایی بین این دو قرار می‌گیرد، که نشان‌دهنده اثر گرادیانی احتمالی سطوح استرس است.

شکل ۶ توپوپلات‌هایی را نشان می‌دهد که نتایج مقایسه بین دو گروه را به نمایش می‌گذارد. این نمودارهای توپوگرافی محدود به معیار (باند)هایی هستند که تفاوت‌های معنی‌داری را یا بین گروه‌های HS و relax یا بین گروه‌های LS و relax نشان داده‌اند. این رسم‌ها به این سؤال پاسخ می‌دهند که تفاوت‌های قابل توجه (گزارش‌شده در جدول‌های ۲ و ۳) از کدام نواحی مغز سرچشمه می‌گیرند؟ با در نظر گرفتن شکل ۲، پاسخ‌ها به این سؤال به شرح زیر است:

- ۱) $[HS > relax]$ لوب مرکزی، به‌ویژه CP1، برای $T_3/$ (آلفا)،
- ۲) $[HS < relax]$ لوب مرکزی، به‌ویژه CP1، برای $T_1/$ (آلفا)، $N/$ (آلفا)،
- ۳) $[HS < relax]$ لوب‌های آهیانه‌ای و پس‌سری، به‌ویژه O1، PO9، Pz، P3 و P7، برای $TMHn$ (آلفا)،
- ۴) $[HS < relax]$ لوب پس‌سری، به‌ویژه O1، برای $T_1/$ (بتا) و $N/$ (بتا). باید توجه داشت که $T_1/$ (بتا)، همان‌طور که در شکل ۶ و پنجره (F) نشان داده شده است، نتایج آماری قابل توجهی ($p\text{-value} < 0.05$) برای هیچ الکترودی ارائه نمی‌دهد. در نتیجه، این بخش تنها نواحی دارای کمی قدرت متمایزکنندگی را برجسته می‌کند، نه آن‌هایی که تفاوت آماری معنی‌داری ارائه می‌کنند،
- ۵) $[HS > relax]$ لوب‌های آهیانه‌ای و پس‌سری، به‌ویژه O1، P3، P7، PO10 و P8، برای $T_3/$ (بتا)،
- ۶) $[HS > relax; LS > relax]$ ناحیه پیشانی سمت راست، به‌ویژه Fp2، برای Un (آلفا)،

relax نیز مقایسه شد و نتایج این مقایسه در این بخش گزارش شده است.

جدول ۱ مقادیر نه معیار مورد بررسی را در پنج باند فرکانسی ارزیابی شده نشان می‌دهد، که هر مقدار معیار از میانگین‌گیری داده‌های مربوط به گروه مورد مطالعه به دست آمده است. برخی الگوهای کلی قابل مشاهده عبارتند از:

۱) سه‌گانه‌های متعادل ($|T_1| + |T_3|$) در همه باندهای فرکانسی و برای هر سه گروه بیشتر از سه‌گانه‌های نامتعادل ($|T_0| + |T_2|$) هستند،

۲) T_0 کمترین تعداد وقوع را در همه باندهای فرکانسی و برای هر سه گروه دارد،

۳) T_3 بیشترین تعداد وقوع را در همه باندهای فرکانسی (به جز باند آلفا) و برای هر سه گروه دارد،

۴) مقدار Un در باندهای فرکانسی بالا (بتا و گاما) به طور قابل توجهی برای هر سه گروه افزایش می‌یابد (دارای مقدار منفی بسیار کمتری است)،

۵) برای همه گروه‌ها، تمایل به تشکیل گره مرکزی با ارتباطات مثبت و منفی ($TMHp$ و $TMHn$) در باندهای بتا و گاما به طور قابل توجهی در مقایسه با سه باند پایین‌تر کاهش می‌یابد و حتی کاهش $TMHn$ در باند گاما ادامه می‌یابد،

۶) تعداد ارتباطات مثبت/منفی ($|N|/|P|$) در باند گاما برای همه گروه‌ها به طور قابل توجهی افزایش/کاهش می‌یابد،

۷) $TMHp$ و $|P|$ در همه باندهای فرکانسی و برای همه گروه‌ها بیشتر از $TMHn$ و $|N|$ هستند.

نتایج مقایسه آماری بین گروه‌های HS و relax در جدول ۲ ارائه شده است. اصطلاح *meandiff* به تفاوت بین میانگین مقدار گروه HS و گروه relax برای معیار مشخص شده اشاره دارد. در باند آلفا، گروه HS مقادیر بزرگ‌تر را نسبت به گروه relax در موارد

$\{|T_3| \text{ (meandiff}=-306.93, p=0.0283), Un \text{ (meandiff}=-0.0156, p=0.0038), |P| \text{ (meandiff}=-25.986, p=0.0013)\}$

و مقادیر کوچک‌تر را در موارد

$\{|T_1| \text{ (meandiff}=-421.6, p=0.0001), TMHn \text{ (meandiff}=-0.957, p=0.0004), |N| \text{ (meandiff}=-25.986, p=0.0013)\}$

نشان می‌دهد.

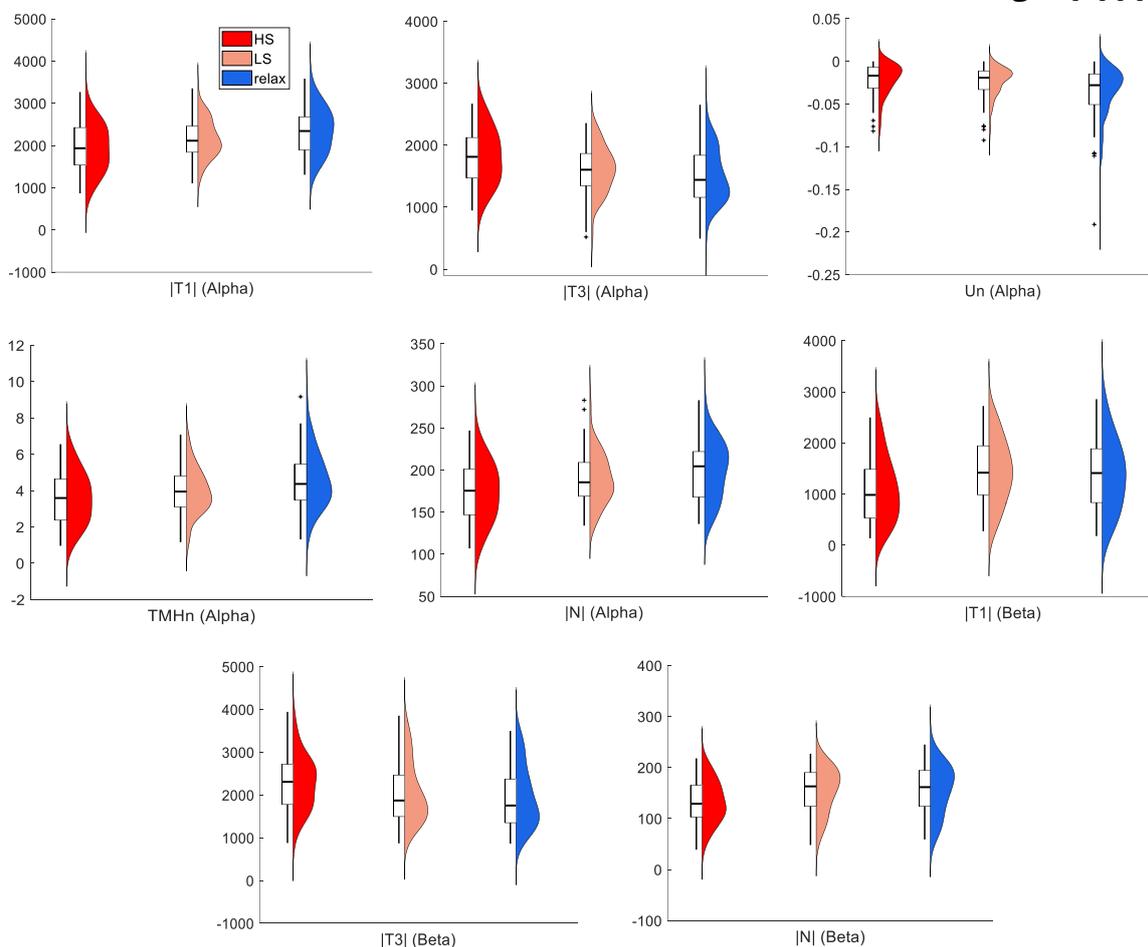
در باند بتا، گروه HS مقادیر بزرگ‌تر را نسبت به گروه relax در موارد

$\{|T_3| \text{ (meandiff}=-317.86, p=0.0221), |P| \text{ (meandiff}=-22.47, p=0.007)\}$

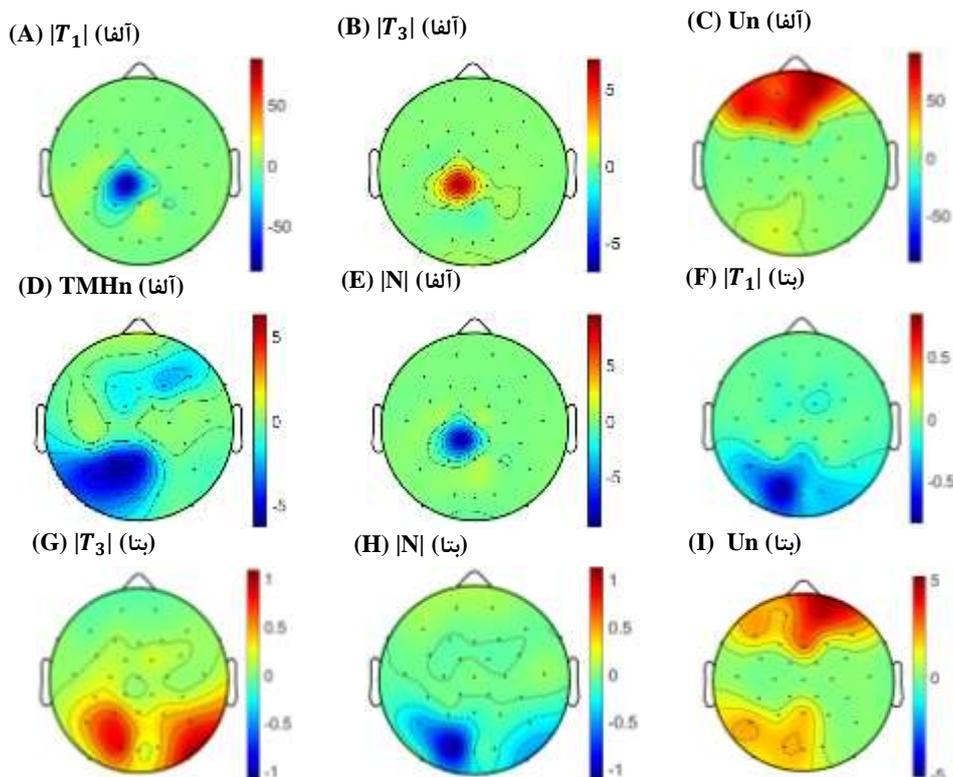
و مقادیر کوچک‌تر را در موارد

- (۱) [HS > relax] لوب پیشانی، به‌ویژه F3، Fz و Fp2 برای $Un(T_1)$
- (۲) [HS < relax] لوب‌های گیجگاهی و آهیانه‌ای، به‌ویژه T8 و P8 برای $Un(T_2)$
- (۳) [HS > relax] لوب پیشانی، به‌ویژه Fp2 برای $Un(T_3)$
- (۴) [LS > relax] لوب پیشانی، به‌ویژه Fp2، و لوب آهیانه‌ای برای $Un(T_1)$
- (۵) [LS < relax] لوب‌های گیجگاهی، آهیانه‌ای و پس‌سری، به‌ویژه O2، PO10، P8، T8، FT10 برای $Un(T_2)$
- (۶) [LS > relax] لوب‌های پیشانی و پس‌سری، به‌ویژه Fz، Oz، Fp2 برای $Un(T_3)$

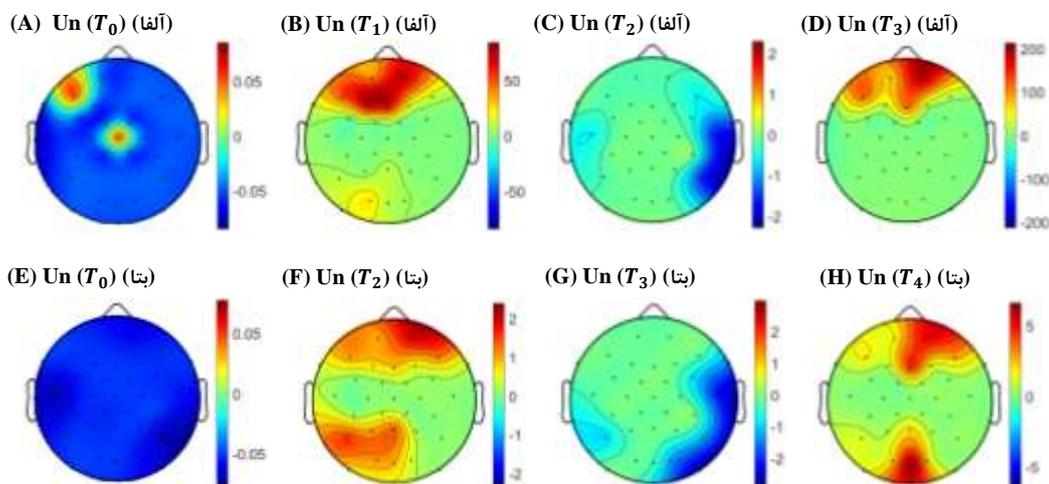
(۷) [HS > relax] ناحیه پیشانی چپ برای Un (آلفا).
 و $P/$ و $N/$ دو گروه کاملاً متضاد یکدیگر هستند. بنابراین، تنها نتایج $N/$ گزارش شده است.
 معیار Un (آلفا) تنها معیاری است که به طور مؤثر بین گروه‌های HS و relax و همچنین بین گروه‌های LS و relax تمایز ایجاد می‌کند. این معیار به نظر می‌رسد به استرس بسیار حساس باشد و تفاوت‌های قابل توجهی را حتی در سطوح پایین استرس نشان می‌دهد. ممکن است کنجکاو باشیم که چگونه Un در انواع مختلف سه‌گانه‌ها تغییر می‌کند تا نقش هر سه‌گانه در ایجاد این توانایی تمایز را بهتر درک کنیم. شکل ۷ توپوپلات‌هایی را ارائه می‌دهد که نتایج مقایسه $Un(T_i)$ را بین گروه‌های HS و relax و همچنین بین گروه‌های LS و relax در باند آلفا نشان می‌دهد. این شکل اطلاعات زیر را ارائه می‌دهد:



شکل ۵- نمودارهای جعبه‌ای و توزیع برای گروه‌های HS، LS و relax. این نتایج مربوط به معیار (باند فرکانسی) است که به‌طور معنی‌داری بین گروه‌های HS و relax یا LS تفاوت داشته است (بر اساس جدول‌های ۲ و ۳)



شکل ۶- نتایج توپوپلات در پانل‌های $\{(I)\}/\{(A)-(H)\}$ حاصل از مقایسه معیارها بین گروه‌های $\{HS\}$ و $\{LS\}$ ارائه شده‌اند. رنگ آبی/قرمز نشان‌دهنده آن است که معیار در گروه استرس کمتر/بیشتر از گروه relax است. این نمودارها از حاصل ضرب $sign(meandiff)$ در p -value/alpha به دست آمده‌اند، که در آن $sign$ تابع علامت، $alpha=0.05$ و مقدار احتمال حاصل از آزمون جایگشت است.



شکل ۷- نتایج توپوپلات در پانل‌های $\{(E)-(H)\}/\{(A)-(D)\}$ حاصل از مقایسه معیارها بین گروه‌های $\{HS\}$ و $\{LS\}$ ارائه شده‌اند. رنگ آبی/قرمز نشان‌دهنده آن است که معیار در گروه استرس کمتر/بیشتر از گروه relax است. این نمودارها از حاصل ضرب $sign(meandiff)$ در p -value/alpha به دست آمده‌اند، که در آن $sign$ تابع علامت، $alpha=0.05$ و مقدار احتمال حاصل از آزمون جایگشت است.

بررسی تغییرات ناشی از استرس در شبکه‌های مغزی با استفاده از داده‌های EEG از پایگاه داده SAM 40 پرداخته است و از معیارهای تعاملات سه‌گانه و تمایل به تشکیل گره مرکزی برای مقایسه حالات استرس بالا (HS)، استرس پایین (LS) و آرامش (relax) در چندین باند فرکانسی پرداخته است. مزایای اصلی این رویکرد در ادغام نوآورانه تحلیل تعاملات

۴- بحث

استرس به‌طور عمیقی بر پویایی شبکه‌های مغزی تأثیر می‌گذارد، با این حال، اثرات آن بر پایداری و سازمان‌دهی توپولوژیک کمتر مورد بررسی قرار گرفته است. این مطالعه به

سازمان‌دهی می‌کند که پایداری ساختاری را اولویت‌بندی کند، مستقل از حالت شناختی یا باند فرکانسی. این پایداری احتمالاً برای حفظ ارتباطات کارآمد بین نواحی مختلف مغز، که از حالت استراحت تا انجام وظایف شناختی متنوع را پشتیبانی می‌کند، نقش حیاتی دارد. این نتایج با مفهوم ارتباط عملکردی فریستون هم‌خوانی دارد، که در آن وابستگی‌های آماری بین نواحی مغزی، پویایی شبکه‌ای پایدار را تقویت می‌کنند [۱۷]. همچنین، این یافته‌ها با نتایج چیانگ و همکاران مطابقت دارد که نشان دادند سه‌گانه‌های متعادل در شبکه‌های مغزی، ناهماهنگی شناختی را کاهش داده و مبنای زیستی برای این اصل سازمان‌دهی ارائه می‌دهند [۲۶].

کمیاب بودن سه‌گانه‌های T_0 (---)، که در نظریه تعادل علامت‌دار (SBT) نشان‌دهنده ارتباطات کاملاً ناهم‌زمان و حداکثر ناپایداری هستند، بر گرایش عمومی شبکه‌های مغزی به اجتناب از حالت‌های بسیار نامتعادل تأکید می‌کند. فراوانی اندک T_0 در تمامی گروه‌ها و باندهای فرکانسی حاکی از آن است که مغز به‌صورت فعال از پیکربندی‌هایی که می‌توانند به ارتباطات عصبی آشوبناک یا ناکارآمد منجر شوند، دوری می‌کند. این ویژگی ممکن است به‌عنوان مکانیسمی محافظتی برای حفظ یکپارچگی عملکردی عمل کند، زیرا ناهم‌زمانی بیش‌ازحد می‌تواند فرآیندهای کلیدی مانند یکپارچگی حسی یا پردازش شناختی را مختل نماید [۷]. این یافته‌ها با مطالعات علوم اعصاب شبکه‌ای هم‌خوانی دارند که نشان می‌دهند شبکه‌های مغزی، حتی در حالت استراحت، برای دستیابی به کارایی و پایداری بهینه‌سازی می‌شوند [۴۸].

برتری سه‌گانه‌های T_3 (+++)، که به دلیل ارتباطات کاملاً مثبت (هم‌زمان) به شدت متعادل هستند، در اکثر باندهای فرکانسی (به‌جز باند آلفا) نشان‌دهنده ترجیح شبکه‌های مغزی برای پیکربندی‌های بسیار هماهنگ و پایدار به‌عنوان استراتژی سازمان‌دهی پیش‌فرض است. در نظریه تعادل علامت‌دار (SBT)، سه‌گانه‌های T_3 پایدارترین حالت را نمایان می‌کنند و انسجام بین نواحی مغزی را به حداکثر می‌رسانند [۳۹]. این الگو حاکی از آن است که تعاملات هم‌زمان، پایه‌ای برای عملکرد بهینه مغز بوده و انتقال اطلاعات کارآمد را در حالت‌های استراحت و انجام وظایف تسهیل می‌کنند. این یافته‌ها با مطالعاتی هم‌راستا هستند که نشان می‌دهند فعالیت هماهنگ، یکپارچگی سراسری مغز را تقویت می‌کند، به‌ویژه در باندهای فرکانسی بالاتر مانند بتا و گاما که از پردازش فعال پشتیبانی می‌کنند [۴۹]. فراوانی و برتری T_3 ، نقش آن را به‌عنوان یک

سه‌گانه نهفته است که پایداری شبکه را از طریق ارتباطات علامت‌دار (ارتباطات مثبت و منفی) بررسی کرده و از ارتباط عملکردی مرتبه بالا مبتنی بر شباهت پروفایل توپوگرافی (HOFC) برای افزایش دقت بررسی تفاوت‌های شبکه‌ای استفاده می‌کند [۳۵، ۴۶]. روش tHOFC برخلاف روش‌های کلاسیک LOFC مانند PLV یا coherence که تنها هم‌زمانی جفتی و غیرمنفی ارائه می‌کنند، با محاسبه‌ی همبستگی بین پروفایل‌های ارتباطات گره‌ها شبکه‌ای علامت‌دار و توپولوژیک ایجاد می‌کند که برای تحلیل تعادل ساختاری ضروری است. شواهد نشان داده‌اند که tHOFC در مقایسه با LOFC توانایی بیشتری در آشکارسازی تغییرات بالینی و شناختی دارد؛ به‌عنوان نمونه، مطالعات در MCI و دیگر اختلالات شناختی نشان داده‌اند که HOFC می‌تواند حساسیت تشخیص را به طور معناداری نسبت به FC سنتی بهبود دهد [۳۵، ۴۴ و ۴۷]. افزون بر این، مرورهای اخیر تأکید کرده‌اند که نتایج شبکه‌های عملکردی به شدت به انتخاب معیار اتصال وابسته‌اند [۴] و استفاده از شاخص‌های مرتبه‌بالا مانند tHOFC دیدگاه جامع‌تری نسبت به سازمان‌دهی شبکه و دینامیک مثبت/منفی آن فراهم می‌کند. بر همین اساس، tHOFC در این مطالعه انتخاب شد تا هم الف) امکان تولید شبکه‌های علامت‌دار و ب) استخراج الگوهای توپولوژیک مرتبه‌بالا را فراهم کند و هم ج) حساسیت بیشتری در تمایز شرایط مختلف نسبت به معیارهای یک‌مرحله‌ای داشته باشد.

با بهره‌گیری از یک مجموعه داده عمومی، این مطالعه قابلیت بازتولید نتایج بدست آمده را تضمین می‌کند. با وجود تمرکز بر سه‌گانه‌های متعادل و نامتعادل، همراه با تمایلات تشکیل گره مرکزی، این مطالعه دیدگاهی از بازسازمان‌دهی مرتبط با استرس فراتر از معیارهای ارتباطات متداول ارائه می‌دهد. این روش‌شناسی چارچوبی قوی برای تجزیه و تحلیل تعامل پیچیده بین استرس و توپولوژی مغز فراهم می‌کند و زمینه را برای بینش‌های عمیق‌تر در زمینه سازگاری عصبی فراهم می‌سازد.

۴-۱- الگوهای عمومی در گروه‌های HS، LS و relax

برتری مداوم سه‌گانه‌های متعادل ($|T_1| + |T_3|$) بر سه‌گانه‌های نامتعادل ($|T_0| + |T_2|$) در تمامی باندهای فرکانسی و گروه‌های مورد بررسی، حاکی از یک اصل کلی در سازمان‌دهی شبکه‌های مغزی است: گرایش به پیکربندی‌های پایدار با حداقل تنش ساختاری. یافته‌ها نشان می‌دهند که مغز به‌صورت ذاتی ارتباطات عملکردی خود را به‌گونه‌ای

(*TMHn*)—در باندهای فرکانسی بتا و گاما نشان‌دهنده وابستگی کمتر شبکه‌های عملکردی مغز به گره‌های پراتصال (گره‌های مرکزی) است که اطلاعات را در سطح گسترده‌ای از نواحی یکپارچه می‌کنند. در مقابل، مغز در این باندهای فرکانسی بالا فعالیت خود را به سمت الگوهای متمرکزتر و منطقه‌محور در حالت‌های شناختی فعال، مانند توجه، حل مسئله، یا پردازش حسی، که ویژگی بارز باندهای بتا و گاما هستند، سازمان‌دهی می‌کند [۵۰]. این تغییر حاکی از اولویت‌بندی تعاملات تخصصی و خاص وظیفه‌ای در گروه‌های کوچک‌تر نواحی مغزی است، که ارتباطات را برای پاسخگویی به نیازهای عملکردهای خاص، مانند پردازش ورودی بصری در آزمون رنگ-کلمه استروپ یا انجام محاسبات ذهنی، تنظیم می‌کند. این الگو در تمامی گروه‌های مورد بررسی (*LS*، *HS*، *relax*) یکسان است و نشان‌دهنده یک ویژگی بنیادی در عملکرد مغز در باندهای بتا و گاما است، نه صرفاً پاسخی به شرایط استرس‌زا. حتی در حالت استراحت، فعالیت بتا و گاما ممکن است فرآیندهای شناختی خودبه‌خودی، مانند توجه داخلی یا نظارت حسی، را بازتاب دهد که به شبکه‌های محلی‌تر وابسته هستند تا هماهنگی سراسری. در مقابل، باندهای فرکانسی پایین‌تر مانند دلتا، تتا، و آلفا، که مقادیر بالاتری از *TMHp* و *TMHn* را نشان می‌دهند، احتمالاً از عملکردهای گسترده‌تر و یکپارچه‌کننده، مانند تثبیت حافظه یا ارتباطات شبکه‌ای در حالت استراحت، پشتیبانی می‌کنند، جایی که گره‌های مرکزی نقش برجسته‌تری در اتصال نواحی دور ایفا می‌کنند.

۲-۴- نتایج آماری متمایز بین گروه‌ها

تفاوت‌های گسترده در گروه *HS* (تأثیر بر $|T_3|$ ، $|T_1|$ ، Un ، $TMHn$ ، $|P|$ ، $|N|$ در باندهای آلفا و بتا) در مقایسه با تفاوت‌های محدود در گروه *LS* (تنها Un در باند آلفا) حاکی از پاسخ عصبی وابسته به دوز است. استرس بالا (تعریف‌شده با رتبه‌بندی وظایف <6) بازسازمان‌دهی گسترده شبکه‌های مغزی را برای مقابله با نیازهای شناختی و عاطفی شدید ایجاد می‌کند. در مقابل، استرس پایین (رتبه‌بندی >4) تغییرات حداقلی را، به‌ویژه در پویایی انرژی پیشانی، به دنبال دارد. این یافته می‌تواند نشان‌دهنده آن باشد که وظایف کم‌استرس به‌عنوان چالش‌های قابل مدیریت تلقی شده و تعادل تحریکی-مهارتی یا ساختار گره‌های مرکزی مغز را مختل نمی‌کنند، در نتیجه انعطاف‌پذیری شبکه‌ای را حفظ می‌کنند. وانهولیکه و همکاران افزایش ارتباط عملکردی در باند فرکانسی آلفا بین نواحی

ویژگی کلیدی و سراسری در توپولوژی شبکه‌های مغزی برجسته می‌سازد.

کاهش قابل توجه مقدار Un در باندهای فرکانسی بتا و گاما در تمامی گروه‌های مورد بررسی نشان‌دهنده گرایش ذاتی مغز به پیکربندی‌های شبکه‌ای بسیار پایدار و هماهنگ در حالت‌های درگیری ذهنی فعال، مانند توجه، حل مسئله، یا پردازش حسی است. در این باندهای فرکانسی بالا، مغز ارتباطات یکپارچه و هماهنگ بین نواحی را اولویت‌بندی می‌کند و شبکه‌ای منسجم و قوی ایجاد می‌کند که عملکرد شناختی کارآمد و متمرکز را پشتیبانی می‌کند. این پایداری نشان‌دهنده ترجیح مغز برای ارتباطات عصبی تقویت‌کننده متقابل است که یکپارچگی عصبی را تقویت کرده و پردازش شناختی مؤثر را تسهیل می‌کند. باندهای بتا و گاما، به دلیل نیاز به ساختار شبکه‌ای منسجم‌تر و مقاوم، شدت پردازش فعال را مدیریت می‌کنند. این گرایش به پایداری احتمالاً بازتاب نیاز مغز به ساده‌سازی پردازش در وظایف یا حالت‌های هوشیاری است، به‌گونه‌ای که سیگنال‌های عصبی به‌صورت روان و بدون تداخل هم‌راستا شوند. این سازمان‌دهی هماهنگ، که به کاهش تعارض‌ها یا اختلالات داخلی کمک می‌کند، نه‌تنها در شرایط خاص مانند استرس یا وظایف متمرکز، بلکه به‌عنوان یک ویژگی کلی در عملکرد مغز، چه در حالت استراحت و چه در فعالیت‌های سبک یا چالش‌برانگیز، مشاهده می‌شود. مقدار پایین‌تر Un نشان‌دهنده طراحی مغز برای حفظ یک حالت پایه پایدار و منظم، حتی در مواجهه با چالش‌های شناختی پیچیده، است که امکان مدیریت کارآمد این چالش‌ها را فراهم می‌کند.

در مقابل، مقدار بالاتر Un در باندهای فرکانسی پایین‌تر مانند آلفا، تتا، یا دلتا حاکی از انعطاف‌پذیری یا کاوشگری بیشتر شبکه‌های مغزی در این حالت‌هاست. این ویژگی احتمالاً با نقش‌های آرام‌تر یا یکپارچه‌کننده این باندها، مانند استراحت، تثبیت حافظه، یا هماهنگی در مقیاس گسترده، مرتبط است. در این ریتم‌های کندتر، مغز ممکن است تنوع یا انعطاف بیشتری در ارتباطات عصبی خود تحمل کند، زیرا تمرکز کمتری بر پردازش فوری و پرمخاطره دارد. تفاوت بارز در مقدار Un بین باندهای فرکانسی مختلف نشان‌دهنده تطبیق استراتژی شبکه‌ای مغز با نیازهای حالت‌های ذهنی متنوع است. باندهای بتا و گاما، با نمایش حالتی از هماهنگی منضبط و منسجم، نقشی کلیدی در حفظ کارایی و پایداری در شرایط مختلف ایفا می‌کنند.

کاهش قابل توجه تمایل به تشکیل گره‌های مرکزی—چه در ارتباطات مثبت (*TMHp*) و چه در ارتباطات منفی

($p \approx 0.07$) می‌تواند به افزایش انرژی تعادل منجر شده و پایداری شبکه را در شرایط استرس کاهش دهد. این تفسیر با افزایش قابل توجه مقدار Un در گروه‌های HS و LS نسبت به گروه relax تأیید می‌شود. این تغییرات متمایز ناحیه‌ای شامل شکل‌گیری سه‌تایی‌های هم‌زمان در نواحی مرکزی ($P/|T_3|$)، $|N/|T_1|$ و در مقابل کاهش گره‌های مهاری در نواحی آهیانه‌ای/پس‌سری ($TMHn$) نوعی موازنه در وضعیت استرس بالا (HS) را نشان می‌دهد: افزایش هم‌زمانی محلی در نواحی مرکزی باعث بهبود عملکرد آنی در انجام وظایف از طریق بهینه‌سازی پردازش حسی می‌شود، اما از سوی دیگر، از دست رفتن گره‌های مرکزی با پیوند منفی در نواحی آهیانه‌ای/پس‌سری، پایداری کلی شبکه مغزی را با تضعیف کنترل مهاری به خطر می‌اندازد.

افزایش مقدار Un در لوب پیشانی در گروه با استرس بالا (HS) نسبت به حالت استراحت (relax) در باند آلفا، نشان‌دهنده کاهش پایداری شبکه‌ای است. این وضعیت بازتاب بازسامان‌دهی شبکه‌ای القاشده توسط استرس است که به اختلال در تعاملات سه‌گانه متعادل در قشر پیش‌پیشانی منجر می‌شود و از نیازهای شناختی وظایف SAM 40 ناشی می‌گردد. مقادیر بالاتر $Un(T_3)$ و $Un(T_1)$ در لوب پیشانی در گروه HS (که نشان‌دهنده کاهش منفی بودن این مقادیر است) نسبت به حالت relax، بیانگر کاهش نقش تثبیت‌کننده سه‌گانه‌های T_3 و T_1 است. مغز تحت استرس بالا تلاش می‌کند با افزایش ارتباطات مثبت ($P/|$) پایداری شبکه را حفظ کند، به‌طوری‌که افزایش قابل توجهی در $|T_3|$ مشاهده می‌شود. با این حال، وزن این پیوندهای مثبت ضعیف‌تر است، که منجر به مقدار کمتر منفی $Un(T_3)$ در لوب پیشانی نسبت به حالت استراحت می‌شود. در نتیجه، علی‌رغم افزایش تعداد سه‌گانه‌های هماهنگ، کاهش قدرت پیوندها به کاهش پایداری شبکه‌ای در گروه HS در مقایسه با حالت relax منجر می‌شود. این کاهش پایداری در لوب پیشانی می‌تواند پیامدهایی از جمله بار شناختی بالا، اختلال در تنظیم هیجانی، کاهش انعطاف‌پذیری شبکه‌ای، افزایش خطرات بلندمدت ناشی از استرس، و موازنه در کارایی عملکردهای اجرایی به دنبال داشته باشد. یافته‌های حاضر با مطالعات آرنستن [۸]، مک‌ایون [۱۲]، و آچاریا و همکاران [۲۰] هم‌راستا هستند و بر آسیب‌پذیری قشر پیش‌پیشانی در برابر استرس و نقش کلیدی آن در پویایی‌های شبکه‌ای مرتبط با استرس تأکید دارند.

حساسیت بالای Un به شرایط استرس بالا (HS) و استرس پایین (LS) پتانسیل آن را به‌عنوان یک نشانگر زیستی برای

precuneus چپ و راست را گزارش کردند که نشان‌دهنده کاهش فعالیت قشری و تغییر توجه تحت شرایط استرس است [۵۱]. این نتیجه با یافته‌های پژوهش حاضر مبنی بر افزایش $T_3/|$ در گروه HS هم‌راستا است و بیانگر تقویت ارتباطات پایدار و هماهنگ در شبکه‌های مغزی است.

افزایش $|T_3/|$ و $P/|$ در گروه HS در باندهای آلفا (نواحی مرکزی) و بتا (نواحی آهیانه‌ای/پس‌سری)، همراه با کاهش $|N/|$ و $|T_1/|$ ، حاکی از گرایش به سمت شبکه‌های پایدار و هماهنگ است. در نظریه تعادل علامت‌دار (SBT)، سه‌گانه‌های T_3 (ارتباطات کاملاً مثبت) تنش شبکه‌ای را به حداقل رسانده و پایداری را تقویت می‌کنند [۲۶]. این یافته نشان‌دهنده تقویت ارتباطات هماهنگ تحت استرس بالا است، که احتمالاً برای بهینه‌سازی انتقال اطلاعات در نواحی مرتبط با وظایف شناختی تحت بار بالا نقش دارد. کاهش $|N/|$ و $|T_1/|$ (ارتباطات منفی) این الگو را تأیید می‌کند، زیرا تعاملات ناهم‌زمان، که می‌توانند پایداری شبکه را مختل کنند، سرکوب می‌شوند. این ویژگی به‌ویژه در نواحی مرکزی (باند آلفا) و آهیانه‌ای/پس‌سری (باند بتا)، که برای یکپارچگی حسی و پردازش بصری در وظایف SAM 40 حیاتی هستند، برجسته است [۱۷]. این نتایج با یافته‌های یو و ژانگ [۵۲] هم‌راستا هستند، که گزارش کردند مقادیر DTF (جریان اطلاعات EEG) در باندهای آلفا و بتا پس از وظایف استرس‌زای محاسبات ذهنی افزایش می‌یابد، با تقویت جریان اطلاعات از نواحی مرکزی (به‌عنوان منبع) به نواحی آهیانه‌ای و پس‌سری در هر دو باند آلفا و بتا [۱۶].

کاهش قابل‌توجه $TMHn$ در باند آلفا (نواحی آهیانه‌ای/پس‌سری) در گروه با استرس بالا (HS) نشان‌دهنده کاهش تشکیل گره‌های مرکزی با پیوندهای منفی تحت استرس شدید است. این گره‌ها واسطه تعاملات مهاری یا ناهم‌زمان هستند که برای تنظیم تعارض یا مهار در شبکه‌های مغزی نقش دارند. گره‌های مرکزی برای یکپارچگی اطلاعات حیاتی هستند، اما گره‌های مرکزی با پیوندهای منفی اغلب تعادل تحریکی-مهاری را تنظیم می‌کنند. کاهش $TMHn$ می‌تواند تعدیل توجه یا فیلتر حسی را مختل کرده و به‌طور بالقوه به اضافه‌بار شناختی منجر شود [۸، ۳۵]. در مقابل، عدم تغییر $TMHn$ در گروه با استرس پایین (LS) حاکی از حفظ پویایی گره‌های مرکزی مهاری و وجود حالت شبکه‌ای متعادل‌تر از نظر تحریک-مهاری است. صبری و همکاران گزارش کردند که پیوندهای منفی گره‌های مرکزی، انرژی تعادل شبکه را کاهش داده و آن را به سمت پیکربندی‌های پایدارتر هدایت می‌کنند [۳۹]. با توجه به این یافته، کاهش $TMHn$ در گروه HS و تا حدی در گروه LS

۳-۴- محدودیت‌ها و کارهای آینده

مطالعه حاضر، هرچند بینش‌هایی ارزشمند ارائه می‌دهد، با محدودیت‌هایی مواجه است که تعمیم‌پذیری یافته‌ها را تحت تأثیر قرار می‌دهد و مسیرهایی برای تحقیقات آینده پیشنهاد می‌کند. مجموعه داده SAM 40 با نمونه‌ای متشکل از ۴۰ شرکت‌کننده و توزیع جنسیتی نامتعادل (۲۶ مرد و ۱۴ زن) ممکن است تعمیم نتایج به جمعیت‌های متنوع را محدود کند. یکی دیگر از محدودیت‌های این پژوهش به روش برچسب‌گذاری داده‌ها مربوط است. در پایگاه داده SAM 40، سطح استرس تنها بر اساس خوداظهاری شرکت‌کنندگان تعیین شده است. هرچند خوداظهاری ابزار متداولی در پژوهش‌های استرس است، اما می‌تواند تحت تأثیر سوگیری‌های فردی و عوامل روان‌شناختی قرار گیرد و لزوماً بازتابی کامل از وضعیت فیزیولوژیک فرد نباشد. مطالعات گذشته پیشنهاد کرده‌اند که ترکیب خوداظهاری با شاخص‌های عینی مانند کورتیزول یا تغییرپذیری ضربان قلب می‌تواند برچسب‌گذاری دقیق‌تری از سطوح استرس فراهم آورد [۵۴و۵۳]. در پژوهش‌های آینده، استفاده از چنین رویکردهای ترکیبی می‌تواند به افزایش اعتبار و تعمیم‌پذیری یافته‌ها کمک کند. همچنین، مدت‌زمان کوتاه ۲۵ ثانیه‌ای تکالیف ممکن است اثرات استرس پایدار یا مزمن بر پویایی‌های شبکه‌های مغزی را به‌طور کامل ثبت نکند. سیستم ۳۲ کاناله Emotiv EPOC Flex، اگرچه کاربردی است، وضوح مکانی محدودی دارد و بدون استفاده از روش‌های مسئله معکوس، تحلیل به فعالیت‌های سطح پوست سر محدود می‌شود و نواحی عمیق‌تر قشری را شامل نمی‌شود. علاوه بر این، القای استرس در محیط آزمایشگاهی ممکن است بازتاب‌دهنده سناریوهای واقعی نباشد و پردازش برون‌خط EEG امکان پایش بلندرنج استرس را منتفی می‌کند. مطالعات آینده می‌توانند با افزایش تنوع شرکت‌کنندگان از نظر سن، جنسیت، و فرهنگ، و افزایش مدت‌زمان تکالیف یا استفاده از اندازه‌گیری‌های مکرر برای بررسی استرس مزمن، این محدودیت‌ها را برطرف کنند. استفاده از سیستم‌های EEG با ۶۴ کانال یا بیشتر، همراه با روش‌های مسئله معکوس، می‌تواند فعالیت قشری را با دقت بیشتری بازسازی کند [۵۵] و امکان تقسیم‌بندی نواحی مورد علاقه (ROI) مبتنی بر اطلس‌های مغزی، برآورد دقیق‌تر ارتباطات عملکردی، و تحلیل معیارهای این مطالعه در سطح قشری، از جمله نواحی عمیق‌تر، را فراهم سازد. بهره‌گیری از پارادایم‌های واقعیت مجازی برای شبیه‌سازی استرس واقعی، استفاده از سیستم‌های EEG

تشخیص استرس برجسته می‌کند. توانایی Un در شناسایی تفاوت‌های معنی‌دار در مقایسه‌های HS در برابر relax و LS در برابر relax از جامعیت آن در ثبت انرژی کل شبکه در تمامی تعاملات سه‌گانه (T_0 تا T_3) ناشی می‌شود. برخلاف معیارهای خاص مانند $|T_3|$ (تعداد سه‌گانه‌های کاملاً متعادل) یا $TMHn$ (تمایل گره‌های مرکزی به پیوندهای منفی)، که بر ویژگی‌های توپولوژیک خاص تمرکز دارند، Un به تغییرات ظریف شبکه حساس‌تر است. این حساسیت امکان تشخیص تغییرات را حتی در شرایط کم‌استرس، که ممکن است تغییرات توپولوژیک حداقل باشند، فراهم می‌کند. مزیت Un در پتانسیل آن به‌عنوان یک شاخص اولیه برای شناسایی استرس نهفته است، که می‌تواند در سیستم‌های نظارت بر استرس در زمان واقعی یا کاربردهای بالینی برای ارزیابی سلامت روان به کار رود و درک دقیق‌تری از پویایی‌های شبکه‌ای نسبت به معیارهای سنتی ارتباط ارائه دهد.

همانطور که در روش‌شناسی اشاره شد، برای مقایسه، زیرمجموعه‌هایی از داده‌های حالت آرامش (۷۰ و ۱۰۲ مورد) به‌صورت تصادفی از مجموع ۱۲۰ داده این حالت انتخاب شدند. این رویکرد، در حالی که در تحلیل‌های اولیه متداول است، این پرسش بنیادین را مطرح می‌کند که آیا یافته‌های کلیدی تحقیق به یک انتخاب تصادفی واحد وابسته‌اند؟ از منظر آماری، پایداری (Robustness) نتایج در برابر نوسانات نمونه‌برداری، به‌ویژه در مورد معنی‌داری تفاوت‌ها بین حالت‌های استرس و آرامش، از اهمیت بالایی برخوردار است. برای اطمینان از اعتبار داخلی و قابلیت تعمیم یافته‌های ما، یک تحلیل پایداری تکمیلی با استفاده از زیرنمونه‌گیری تصادفی تکراری (Repeated Random Subsampling) انجام شد. فرآیند انتخاب تصادفی داده‌های حالت آرامش ۵۰۰ بار تکرار شد و در هر تکرار، آزمون‌های آماری کلیدی که به اختلاف معنی‌دار بین استرس و آرامش منجر شده بودند، مجدداً محاسبه شدند. نتایج این تحلیل پایداری نشان داد که یافته‌های اصلی مطالعه، به ویژه تغییرات معنی‌دار در معیارهای تعاملات سه‌گانه و توپولوژی شبکه، در بیش از ۹۵ درصد موارد تکرار، همچنان معنی‌دار آماری باقی ماندند. این درجه بالای ثبات، تأیید می‌کند که نمونه‌های تصادفی انتخابی، به‌طور مؤثر نماینده کل جامعه داده‌های آرامش بوده‌اند و قویاً از نتیجه‌گیری‌های ما در خصوص پیکربندی مجدد شبکه مغزی تحت تأثیر استرس حمایت می‌نماید و اطمینان به نتایج گزارش شده را به میزان قابل توجهی افزایش می‌دهد.

population science. *Frontiers in neuroendocrinology*, 49, 146-169.

[2] American Psychological Association. (2023). *Stress in America, United States, 2007-2018*.

[3] Wesley, R., & Pham, H. (2025). Stress studies: A review. *Analytics Modeling in Reliability and Machine Learning and Its Applications*, 267-282.

[4] Kivimäki, M., & Steptoe, A. (2018). Effects of stress on the development and progression of cardiovascular disease. *Nature Reviews Cardiology*, 15(4), 215-229.

[5] Hammen, C. (2005). Stress and depression. *Annual Review of Clinical Psychology*, 1(1), 293-319.

[6] Chrousos, G. P. (2009). Stress and disorders of the stress system. *Nature Reviews Endocrinology*, 5(7), 374-381.

[7] McEwen, B. S. (2007). Physiology and neurobiology of stress and adaptation: Central role of the brain. *Physiological Reviews*, 87(3), 873-904.

[8] Arnsten, A. F. (2009). Stress signalling pathways that impair prefrontal cortex structure and function. *Nature Reviews Neuroscience*, 10(6), 410-422.

[9] McEwen, B. S., Bowles, N. P., Gray, J. D., Hill, M. N., Hunter, R. G., Karatsoreos, I. N., & Nasca, C. (2015). Mechanisms of stress in the brain. *Nature Neuroscience*, 18(10), 1353-1363.

[10] Liston, C., Miller, M. M., Goldwater, D. S., Radley, J. J., Rocher, A. B., Hof, P. R., ... McEwen, B. S. (2006). Stress-induced alterations in prefrontal cortical dendritic morphology predict selective impairments in perceptual attentional set-shifting. *Journal of Neuroscience*, 26(30), 7870-7874.

[11] Sapolsky, R. M. (2004). Stressed-out memories. *Scientific American Mind*, 14(5), 28-33.

[12] McEwen, B. S. (2017). Neurobiological and systemic effects of chronic stress. *Chronic Stress*, 1, 2470547017692328.

[13] Dasari, Y., Chebolu, L. R., & Balasubramanian, V. (2025). Electroencephalogram analysis on alpha/beta and theta/beta ratios due to shirodhara. *Journal of Ayurveda and Integrative Medicine*, 16(2), 101094.

[14] Al-Shargie, F., Tang, T. B., Badruddin, N., & Kiguchi, M. (2018). Towards multilevel mental stress assessment using SVM with ECOC: An EEG approach. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 56, 125-136.

[15] Paithane, A. N., & Alagirisamy, M. (2022). Electroencephalogram signal analysis using wavelet transform and support vector machine for human stress recognition. *Biomedical and Pharmacology Journal*, 15(3), 1349-1361.

[16] Katmah, R., Al-Shargie, F., Tariq, U., Babiloni, F., Al-Mughairbi, F., & Al-Nashash, H. (2021). A review on mental stress assessment methods using EEG signals. *Sensors*, 21(15), 5043.

[17] Friston, K. J. (2011). Functional and effective connectivity: A review. *Brain Connectivity*, 1(1), 13-36.

[18] Alonso, J. F., Romero, S., Ballester, M. R., Antonijoan, R. M., & Mañanas, M. A. (2015). Stress assessment based on EEG univariate features and functional connectivity measures. *Physiological measurement*, 36(7), 1351.

[19] Hag, A., Handayani, D., Pillai, T., Mantoro, T., Kit, M. H., & Al-Shargie, F. (2021). EEG mental stress assessment using hybrid multi-domain feature sets of functional connectivity network and time-frequency features. *Sensors*, 21(18), 6300.

[20] Acharya, S., Khosravi, A., Creighton, D., Alizadehsani, R., & Acharya, U. R. Neurostressology: A Systematic Review of Eeg-Based Automated Mental Stress Perspectives. Available at SSRN 5178723.

[21] Minguillon, J., Perez, E., Lopez-Gordo, M. A., Pelayo, F., & Sanchez-Carrion, M. J. (2018). Portable system for real-time detection of stress level. *Sensors*, 18(8), 2504.

برخط برای پایش بلادرننگ، و پیش‌پردازش دقیق‌تر سیگنال می‌تواند کیفیت داده‌ها و دقت معیارها را بهبود بخشد.

۵- نتیجه‌گیری

این پژوهش نشان می‌دهد که استرس به‌طور قابل‌توجهی سازمان‌دهی شبکه مغزی را تغییر می‌دهد، همان‌طور که از طریق EEG در پایگاه داده SAM 40 مشاهده شده است. حالت‌های HS در مقایسه با حالت relax، تغییرات قابل‌توجهی را در باندهای آلفا و بتا نشان می‌دهند که شامل افزایش سه‌گانه‌های کاملاً متعادل ($T3/$)، انرژی کل سه‌گانه‌ها (Un)، و تعداد ارتباطات مثبت ($P/$)، همراه با کاهش سه‌گانه‌های ضعیف متعادل ($T1/$)، تمایل به تشکیل گره مرکزی برای ارتباطات منفی ($TMHn$)، و تعداد ارتباطات منفی ($N/$) است. گروه LS در قایسه با گروه آرامش تفاوت‌های کمتری را نشان می‌دهند که عمدتاً شامل افزایش Un در نواحی پیشانی است. حساسیت Un ، به‌ویژه در انواع سه‌گانه‌ها ($Un(Ti)$)، پتانسیل آن را به‌عنوان نشانگری برای دینامیک‌های ناشی از استرس برجسته می‌کند، به‌طوری که HS و LS مقدار $Un(Ti)$ و $Un(T3)$ را در نواحی جلویی افزایش می‌دهند، در حالی که $Un(T2)$ را در نواحی گیجگاهی-آهیانه‌ای کاهش می‌دهند. این یافته‌ها نشان‌دهنده چگونگی بازسازماندهی اتصالات مغزی توسط استرس هستند که پایداری و ویژگی‌های توپولوژیکی را تحت شدت‌های مختلف به‌صورت متفاوتی تغییر می‌دهد. با تلفیق تحلیل‌های تعاملات سه‌گانه و تمایل به تشکیل گره مرکزی، این رویکرد مبتنی بر EEG دیدگاه‌های نوینی را درباره تأثیر عصبی استرس ارائه می‌دهد و راه را برای تحقیقات آینده در زمینه اختلالات مرتبط با استرس و مداخلات مبتنی بر شبکه هموار می‌کند. یکی دیگر از محدودیت‌های این مطالعه، نادیده گرفتن شدت روابط در تحلیل سه‌گانه‌ها است. در مدل‌های مبتنی بر نظریه تعادل ساختاری، فقط علامت‌های روابط (مثبت و منفی) در نظر گرفته می‌شوند و قدرت ارتباطات لحاظ نمی‌شود. این انتخاب به‌منظور ساده‌سازی مدل و تمرکز بر پایداری سیستم بوده است، اما ممکن است جزئیات شبکه‌های پیچیده‌تر از دست برود. کارهای آینده می‌تواند شامل گنجاندن شدت روابط در مدل‌ها برای تحلیل دقیق‌تر شبکه‌های پیچیده باشد.

۶- مراجع

[1] Epel, E. S., Crosswell, A. D., Mayer, S. E., Prather, A. A., Slavich, G. M., Puterman, E., & Mendes, W. B. (2018). More than a feeling: A unified view of stress measurement for



- [39] Saberi, M., Khosrowabadi, R., Khatibi, A., Mistic, B., & Jafari, G. (2021). Topological impact of negative links on the stability of resting-state brain network. *Scientific Reports*, 11(1), 2176.
- [40] Rawlings, C. M., & Friedkin, N. E. (2017). The structural balance theory of sentiment networks: Elaboration and test. *American Journal of Sociology*, 123(2), 510-548.
- [41] Rapoport, A. (1963). Mathematical models of social interaction. In *Handbook of Mathematical Psychology*, 2.
- [42] Cartwright, D., & Harary, F. (1956). Structural balance: a generalization of Heider's theory. *Psychological review*, 63(5), 277.
- [43] Marvel, S. A., Strogatz, S. H., & Kleinberg, J. M. (2009). Energy landscape of social balance. *Physical review letters*, 103(19), 198701.
- [44] Traag, V. A., & Bruggeman, J. (2009). Community detection in networks with positive and negative links. *Physical Review E—Statistical, Nonlinear, and Soft Matter Physics*, 80(3), 036115.
- [45] Marvel, S. A., Strogatz, S. H., & Kleinberg, J. M. (2009). Energy landscape of social balance. *Physical review letters*, 103(19), 198701.
- [46] Zhang, H., Chen, X., Shi, F., Li, G., Kim, M., Giannakopoulos, P., ... & Shen, D. (2016). Topographical information-based high-order functional connectivity and its application in abnormality detection for mild cognitive impairment. *Journal of Alzheimer's Disease*, 54(3), 1095-1112.
- [47] Herzog, R., Rosas, F. E., Whelan, R., Fittipaldi, S., Santamaria-Garcia, H., Cruzat, J., ... & Ibanez, A. (2022). Genuine high-order interactions in brain networks and neurodegeneration. *Neurobiology of Disease*, 175, 105918.
- [48] Bullmore, E., & Sporns, O. (2009). Complex brain networks: graph theoretical analysis of structural and functional systems. *Nature reviews neuroscience*, 10(3), 186-198.
- [49] Buzsaki, G., & Draguhn, A. (2004). Neuronal oscillations in cortical networks. *science*, 304(5679), 1926-1929.
- [50] Sporns, O. (2011). The human connectome: a complex network. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1224(1), 109-125.
- [51] Vanhollebeke, G., Kappen, M., De Raedt, R., Baeken, C., van Mierlo, P., & Vanderhasselt, M. A. (2023). Effects of acute psychosocial stress on source level EEG power and functional connectivity measures. *Scientific reports*, 13(1), 8807.
- [52] Yu, X., & Zhang, J. (2012). Estimating the cortex and autonomic nervous activity during a mental arithmetic task. *Biomedical Signal Processing and Control*, 7(3), 303-308.
- [53] Healey, J. A., & Picard, R. W. (2005). Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors. *IEEE Transactions on intelligent transportation systems*, 6(2), 156-166.
- [54] Setz, C., Arnrich, B., Schumm, J., La Marca, R., Tröster, G., & Ehlert, U. (2009). Discriminating stress from cognitive load using a wearable EDA device. *IEEE Transactions on information technology in biomedicine*, 14(2), 410-417.
- [55] Allouch, S., Kabbara, A., Duprez, J., Khalil, M., Modolo, J., & Hassan, M. (2023). Effect of channel density, inverse solutions and connectivity measures on EEG resting-state networks reconstruction: A simulation study. *NeuroImage*, 271, 120006.
- [22] Attallah, O. (2020). An effective mental stress state detection and evaluation system using minimum number of frontal brain electrodes. *Diagnostics*, 10(5), 292.
- [23] Badr, Y., Al-Shargie, F., Tariq, U., Babiloni, F., Al Mughairbi, F., & Al-Nashash, H. (2023, February). Classification of mental stress using dry EEG electrodes and machine learning. In *2023 Advances in Science and Engineering Technology International Conferences (ASET)* (pp. 1-5). IEEE.
- [24] Fernandez, J., Martínez, R., Innocenti, B., & López, B. (2024). Contribution of EEG signals for students' stress detection. *IEEE Transactions on Affective Computing*.
- [25] Afify, H. M., Mohammed, K. K., & Hassanien, A. E. (2025). Stress detection based EEG under varying cognitive tasks using convolution neural network. *Neural Computing and Applications*, 1-15.
- [26] Chiang, Y. S., Chen, Y. W., Chuang, W. C., Wu, C. I., & Wu, C. T. (2020). Triadic balance in the brain: Seeking brain evidence for Heider's structural balance theory. *Social Networks*, 63, 80-90.
- [27] Gourabi, S., Khosravani, P., Nosrat, S., Mohammadi, R., & Lotfalipour, M. (2024). Network dynamics of emotional processing: A structural balance theory approach. *arXiv preprint arXiv:2412.09554*.
- [28] Ghosh, R., Deb, N., Sengupta, K., Phukan, A., Choudhury, N., Kashyap, S., ... Dutta, P. (2022). SAM 40: Dataset of 40 subject EEG recordings to monitor the induced-stress while performing Stroop color-word test, arithmetic task, and mirror image recognition task. *Data in Brief*, 40, 107772.
- [29] Abdel-Ghaffar, E. A., & Salama, M. (2024). The effect of stress on a personal identification system based on electroencephalographic signals. *Sensors*, 24(13), 4167.
- [30] Naren, J., & Babu, A. R. (2024). EEG stress classification based on Doppler spectral features for ensemble 1D-CNN with LCL activation function. *Journal of King Saud University-Computer and Information Sciences*, 36(4), 102013.
- [31] Lloyd, C., Lemoine, L. L., Al-Shaikh, R., Ly, K. T., Kayan, H., Perera, C., & Pham, N. (2024, December). Stress-GPT: Stress detection with an EEG-based foundation model. In *Proceedings of the 30th Annual International Conference on Mobile Computing and Networking* (pp. 2341-2346).
- [32] Hafeez, M. A., & Shakil, S. (2024). EEG-based stress identification and classification using deep learning. *Multimedia Tools and Applications*, 83(14), 42703-42719.
- [33] Vanhollebeke, G., Kappen, M., De Raedt, R., Baeken, C., van Mierlo, P., & Vanderhasselt, M. A. (2023). Effects of acute psychosocial stress on source level EEG power and functional connectivity measures. *Scientific reports*, 13(1), 8807.
- [34] Jafadideh, A. T., & Mohamadzadeh Asl, B. (2022). Structural filtering of functional data offered discriminative features for autism spectrum disorder. *Plos One*, 17(12), e0277989.
- [35] Zhang, H., Giannakopoulos, P., Haller, S., Lee, S. W., Qiu, S., & Shen, D. (2019). Inter-network high-order functional connectivity (IN-HOFC) and its alteration in patients with mild cognitive impairment. *Neuroinformatics*, 17, 547-561.
- [36] Lachaux, J. P., Rodriguez, E., Martinerie, J., & Varela, F. J. (1999). Measuring phase synchrony in brain signals. *Human Brain Mapping*, 8(4), 194-208.
- [37] Cohen, M. X. (2014). *Analyzing neural time series data: Theory and practice*. MIT Press.
- [38] Jafadideh, A. T., Zarei, A., Yazdi-Ravandi, S., Ghaleiha, A., Shamsaei, F., Matinnia, N., ... Khosrowabadi, R. (2023). Balance-energy of resting state network in obsessive-compulsive disorder. *Scientific Reports*, 13(1), 10423.