

Generation of Synthetic Steady-State Visual Evoked Potential Signals with a Specified Signal-to-Noise Ratio

Hashemi Petrudi, Seyed Hossein¹ / Maleki, Ali^{2*}

¹ - M.Sc. Student, Biomedical Engineering Department, Semnan University, Semnan, Iran

² - Associate Professor, Biomedical Engineering Department, Semnan University, Semnan, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2025.2052731.1960

Received: 5/2/2025

Revised: 7/5/2025

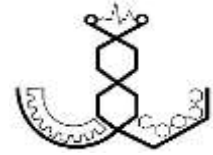
Accepted: 11/5/2025

KEY WORDS

*Brain-computer interface
Steady-state visually
evoked potentials
Synthetic
electroencephalogram
Signal-to-noise ratio*

ABSTRACT

Steady-state visual evoked potentials (SSVEPs) have garnered significant attention from researchers due to their utility in brain-computer interface (BCI) systems. In this context, the generation of synthetic SSVEP signals with controllable features, such as a specified signal-to-noise ratio (SNR), provides a valuable tool for the precise analysis of these signals and the development of novel processing methods. In this study, a method for generating synthetic SSVEP signals with a predefined SNR based on the power law is proposed. To achieve this, the power spectrum of the artificial signal was constructed by combining spontaneous and evoked components according to the desired SNR. The structure of power spectrum of the spontaneous component was determined based on the power law, and its parameter values were selected according to the distribution of parameters from real signals. Furthermore, the power spectrum of the evoked component was generated based on the signal-to-noise ratio and the power spectrum value of the spontaneous component at the stimulation frequency and its harmonics. Evaluation of the temporal waveform, frequency component power, and the correlation distribution between real and artificial signal samples, in comparison with results of previous research methods, indicates the effectiveness of the proposed approach. This method enables the generation of artificial signals with a specified SNR and statistical characteristics similar to real SSVEP signals, in any quantity, with minimal cost and time. This research represents a significant step toward the development of SNR estimation methods in biological signals.



یادداشت کوتاه پژوهشی

ایجاد سیگنال ساختگی پتانسیل برانگیخته دیداری حالت ماندگار با نسبت سیگنال به نویز مشخص

هاشمی پطرودی، سید حسین^۱ / مالکی، علی^{۲*}

^۱ - دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، گروه بیوالکتریک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران

^۲ - دانشیار، گروه بیوالکتریک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2025.2052731.1960

پذیرش: ۱۴۰۴/۲/۲۱

بازنگری: ۱۴۰۴/۲/۱۷

ثبت در سامانه: ۱۴۰۳/۱۱/۱۷

چکیده

واژه‌های کلیدی

سیگنال‌های پتانسیل برانگیخته دیداری حالت ماندگار (SSVEP) به دلیل توانایی آنها در سیستم‌های رابط مغز-رایانه، توجه بسیاری از پژوهشگران را به خود جلب کرده‌اند. در این راستا، ایجاد سیگنال‌های SSVEP ساختگی با ویژگی‌های قابل کنترل نظیر نسبت سیگنال به نویز (SNR) معین، ابزار ارزشمندی برای تحلیل دقیق این سیگنال‌ها و توسعه روش‌های نوین پردازش فراهم می‌کند. در این پژوهش، روشی برای ایجاد سیگنال‌های SSVEP ساختگی با نسبت سیگنال به نویز مشخص مبتنی بر قانون توان پیشنهاد شده است. برای این منظور، طیف توان سیگنال ساختگی با ترکیب مولفه خودبخودی و مولفه برانگیخته بر اساس مقدار SNR ایجاد گردید. ساختار طیف توان مولفه خودبخودی مبتنی بر قانون توان تعیین گردید و مقدار پارامترهای آن بر اساس توزیع پارامترهای سیگنال‌های واقعی انتخاب شد. همچنین طیف توان مولفه برانگیخته بر اساس مقدار نسبت سیگنال به نویز و مقدار طیف توان مولفه خودبخودی در فرکانس تحریک و هارمونیک‌های آن ایجاد گردید. بررسی شکل موج زمانی و توان مولفه‌های فرکانسی و همچنین محاسبه توزیع همبستگی بین نمونه‌های سیگنال‌های واقعی و سیگنال‌های ساختگی در قیاس با روش پژوهش‌های پیشین حاکی از عملکرد مطلوب روش پیشنهادی است. این روش امکان تولید سیگنال‌های ساختگی با SNR مشخص و ویژگی‌های آماری مشابه سیگنال‌های واقعی SSVEP را با هر تعداد و با صرف هزینه و زمان ناچیز فراهم می‌آورد. این پژوهش گامی مؤثر در جهت توسعه روش‌های تخمین SNR در سیگنال‌های بیولوژیکی است.

واسط مغز-رایانه
پتانسیل برانگیخته دیداری
حالت ماندگار
الکتروانسفالوگرام ساختگی
نسبت سیگنال به نویز

۱- مقدمه

رابط مغز-رایانه^۱ (BCI) به عنوان ارتباطی مستقیم بین فعالیت الکتریکی مغز و یک دستگاه خارجی است که هدف اصلی آن، ارائه یک سیگنال فرمان از قشر مغز است که بخش‌های غیرفعال بدن یا دستگاه‌های فیزیکی مانند رایانه‌ها یا اندام‌های روباتیک را کنترل می‌کند. سیستم BCI به افراد اجازه می‌دهد تا از طریق سیگنال‌های مغزی و بدون نیاز به انقباض عضلانی ارتباط برقرار کنند [۱، ۲].

مدل‌های مختلف BCI براساس داده‌های EEG و روش‌های تجربی گوناگون توسعه یافته‌اند. از میان آن‌ها، سه مدل اصلی که در تحقیقات BCI بسیار مورد توجه قرار گرفته‌اند، عبارتند از: پتانسیل‌های مرتبط با رویداد^۲ مانند P300، پتانسیل برانگیخته دیداری حالت ماندگار^۳ (SSVEP) و تصورات حرکتی^۴ [۳]. در میان آنها، SSVEP دارای مزایای آموزش کمتر، صحت طبقه‌بندی بالا و نرخ انتقال اطلاعات^۵ [۴] بالا است و به عنوان مناسب‌ترین پارادایم برای BCI با توان عملیاتی بالا در نظر گرفته می‌شود [۵]. اساس رابط‌های مغز-رایانه مبتنی بر SSVEP، نوساناتی در فعالیت الکتریکی مغز در قشر بینایی است که پس از دریافت یک محرک بینایی متناوب ایجاد می‌شود [۶]. این پاسخ‌ها به دلیل نسبت سیگنال به نویز^۶ (SNR) بالا و مقاوم بودن^۷ در برابر تداخل خارجی، برای عملکرد رابط‌های مغز-رایانه ضروری هستند.

سیگنال SSVEP شامل دو مولفه است: مولفه خودبخودی و مولفه برانگیخته. مولفه برانگیخته ناشی از تحریک دیداری اعمالی حاصل می‌شود که در ناحیه قشر بینایی اولیه دارای توان نسبی بیشتری است. بخش خودبخودی به آن بخش از سیگنال مغزی اشاره دارد که ناشی از تحریک دیداری رابط مغز-رایانه نیست.

برای سیگنال SSVEP، SNR به صورت نسبت متوسط دامنه طیف در فرکانس تحریک (توان مولفه برانگیخته) به متوسط دامنه طیف در همسایگی فرکانس تحریک (توان مولفه خودبخودی) تعریف می‌شود [۷]. در اختیار داشتن مقدار دقیق و صحیح SNR برای کاربردهای فراوانی ضروری است که از آن جمله می‌توان به ارزیابی میزان خستگی بینایی و ذهنی [۸]، تشخیص فرکانس تحریک، بررسی عملکرد سیستم عصبی بینایی و بهینه‌سازی طراحی سیستم رابط مغز-رایانه مبتنی بر SSVEP [۹] اشاره کرد. در بهینه‌سازی طراحی سیستم مغز-

رایانه مبتنی بر SSVEP، SNR می‌تواند برای تعیین مواردی نظیر فرکانس تحریک موثر، مشخصات محرک‌های تحریک کارآمد، الکترودهای موثر و بهبود کارایی روش‌های بازشناسی فرکانس استفاده گردد.

برای دستیابی به نرخ انتقال اطلاعات بالا در کاربردهای عملی رابط مغز-رایانه مبتنی بر SSVEP، پنجره زمانی کوتاهی از سیگنال استفاده می‌گردد [۱۰] که در نتیجه، طیف فرکانسی دارای نامعینی در مولفه‌های طیفی و محدودیت رزولوشن فرکانسی است که محاسبه مقدار تخمینی برای SNR را با چالش مواجه می‌کنند. به دلیل محدودیت رزولوشن فرکانسی، لزوماً فرکانس تحریک در محل نمونه‌های فرکانسی سیگنال نیست و این شرایط موجب نشت توان پاسخ برانگیخته به نمونه‌های مجاور می‌گردد. نامعینی طیف فرکانسی نیز موجب می‌شود مقدار تخمین زده شده برای SNR دقیق نباشد. همچنین، اگرچه وجود هارمونیک‌های پاسخ برانگیخته اطلاعاتی کمکی برای تخمین SNR فراهم می‌سازد ولی روابط تخمین SNR از این قابلیت بهره نمی‌برند. وجود روابط مختلف برای محاسبه مقدار تخمینی SNR شاهدهی بر این ادعا است.

برای استفاده از روش‌های یادگیری ماشین یا یادگیری عمیق جهت توسعه روش‌های تعیین نسبت سیگنال به نویز در سیگنال SSVEP، در اختیار داشتن سیگنال‌های با برچسب صحیح SNR ضروری است [۱۱]. از آنجا که برای سیگنال‌های SSVEP واقعی، برچسب صحیح SNR در اختیار نیست بستر استفاده از قابلیت‌های فراوان روش‌های یادگیری ماشین و یادگیری عمیق فراهم نیست. در این راستا، سیگنال‌های ساختگی با برچسب صحیح مقدار SNR می‌تواند به‌عنوان راهکاری برای حل این چالش مطرح گردد.

اگرچه در پژوهش‌های پیشین روش‌های دقیق و مدرنی برای ایجاد سیگنال‌های ساختگی EEG ارائه شده است [۱۲-۱۴] ولی تا کنون روشی دقیق برای ایجاد سیگنال ساختگی SSVEP ارائه نشده است. در اختیار داشتن روشی دقیق برای ایجاد سیگنال ساختگی SSVEP با برچسب SNR امکان انجام فعالیت‌های پژوهشی برای تخمین دقیق SNR برای سیگنال‌های SSVEP را فراهم می‌سازد. نتایج این پژوهش‌ها می‌تواند ابزار ارزشمندی برای توسعه و بهبود الگوریتم‌های بازشناسی فرکانس SSVEP فراهم سازد؛ امکان ارزیابی خستگی حین استفاده از رابط مغز-رایانه مبتنی بر SSVEP را فراهم

^۵ Information Transfer Rate^۶ signal-to-noise ratio^۷ Robustness^۱ Brain Computer Interface^۲ Event Related Potentials^۳ Steady State Visually Evoked Potentials^۴ Motor Imagery

تعیین شده است که نسبت سیگنال به نویز ۴dB حاصل گردد. به طور مشابه، تیان و همکاران [۱۹] نیز با ترکیب خطی شکل موج سینوسی در فرکانس اصلی و سه هارمونیک بعدی آن با نویز سفید، سیگنال SSVEP ساختگی را ایجاد کرده‌اند. در این پژوهش‌ها به دلیل استفاده از نویز سفید به عنوان مولفه خودبخودی، سیگنال ساختگی انطباق بسیار کمی با ویژگی‌های سیگنال‌های واقعی دارد و ویژگی‌های فیزیولوژیکی سیگنال SSVEP را به خوبی شبیه‌سازی نمی‌کند. با توجه به محدودیت‌های موجود در روش‌های پیشین، از جمله دقت پایین در شبیه‌سازی ویژگی‌های فیزیولوژیکی سیگنال ساختگی SSVEP، نیاز به روشی دقیق‌تر که امکان شبیه‌سازی بهتر و قابل کنترل‌تر این سیگنال‌ها را فراهم کند، به وضوح احساس می‌شود.

در این پژوهش، برای اولین بار، روشی دقیق برای ایجاد سیگنال SSVEP ساختگی ارائه شده است که با بهره‌گیری از قانون توان سیگنال الکتروانسفالوگرام و ایجاد مولفه‌های خودبخودی و برانگیخته با ویژگی‌های منطبق با واقعیت‌های فیزیولوژیک، سیگنال ساختگی SSVEP با برچسب دقیق SNR فراهم می‌سازد. نوشتار مقاله به نحوی تدوین شده است که در بخش دوم به ارائه روش پیشنهادی برای ایجاد سیگنال ساختگی پرداخته است. بخش سوم به نتایج به دست آمده شامل نمونه سیگنال ساختگی و مقایسه شهودی و کمی سیگنال‌های ساختگی با سیگنال‌های واقعی می‌پردازد. در بخش چهارم نیز بحث و جمع‌بندی مقاله ارائه شده است.

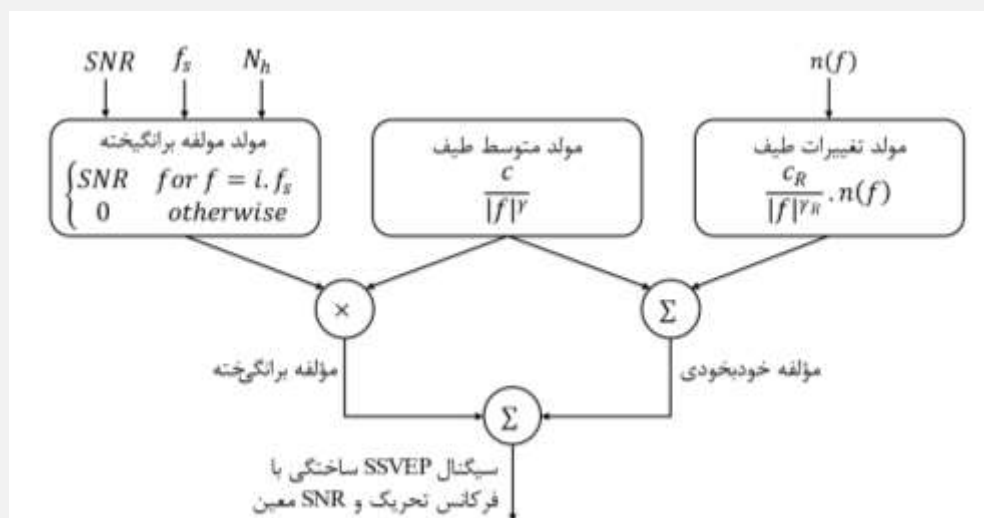
۲- روش‌ها

شکل ۱ نمودار بلوکی روش پیشنهادی برای ایجاد سیگنال ساختگی SSVEP با مقدار SNR معین را نشان می‌دهد که ایده اصلی آن، کنترل طیف توان سیگنال است. سیگنال SSVEP ساختگی با ترکیب دو مولفه خودبخودی و برانگیخته حاصل شده است. مولفه خودبخودی شامل دو بخش است: بخش متوسط طیف و بخش تغییرات طیف. بخش متوسط طیف، الگوی همواری است که نشانگر قانون توان سیگنال الکتروانسفالوگرام است. بخش تغییرات طیف، نامعینی اندازه طیف فرکانسی سیگنال مغزی را بازنمایی می‌کند که با مقیاس کردن نویز سفید طبق قانون توان به دست می‌آید. مولفه برانگیخته که وابسته به پارامترهای فرکانس تحریک، تعداد هارمونیک و نسبت سیگنال به نویز ایجاد می‌گردد تنها در محل فرکانس تحریک و هارمونیک‌های آن دارای مقدار مشخصی است و در دیگر فرکانس‌ها صفر می‌باشد.

نماید؛ و شرایط بهینه پارادایم و مجموعه آزمایشگاهی سیستم BCI مبتنی بر SSVEP را تعیین کند.

در پژوهش‌هایی که تا کنون انجام شده است روش‌های مختلفی برای تولید سیگنال‌های ساختگی EEG معرفی شده‌اند که هر یک مزایا و محدودیت‌های ویژه خود را دارند. تحلیل دقیق این روش‌ها و بهبود عملکرد آن‌ها می‌تواند به رفع چالش‌های موجود کمک کرده و مسیر تحقیقات آینده را هموارتر سازد. انتخاب مدل مناسب برای تولید سیگنال‌های ساختگی، بر اساس اهداف و نیازهای پژوهشی صورت می‌گیرد و هر مدل ویژگی‌های منحصر به فردی را برای کاربردی خاص ارائه می‌دهد. در این راستا، یانگ و همکاران [۱۵] روشی برای تولید سیگنال‌های EEG ساختگی ارائه کردند که بر اساس ترکیب سیگنال‌های سینوسی با فرکانس‌ها و فازهای تصادفی عمل می‌کند. در این روش، طیف توان سیگنال مصنوعی با تنظیم دقیق بر اساس داده‌های واقعی مطابقت داده می‌شود، اما برای شبیه‌سازی ویژگی‌های پیچیده‌تر سیگنال‌های EEG همچنان محدودیت‌هایی دارد. استلر و همکاران [۱۶] با بهره‌گیری از تابع وایراشتراس، روشی فراکتالی برای تولید سیگنال‌های EEG ساختگی توسعه دادند. این مدل با شبیه‌سازی تغییرات آماری در مقیاس‌های مختلف، امکان تحلیل ساختارهای پیچیده‌تر سیگنال‌ها را فراهم می‌کند. از این روش اغلب در مطالعات مبتنی بر تئوری فراکتال استفاده می‌شود. سلکا و کولدیتز [۱۷] یک مدل غیرایستا و غیرخطی به نام وینر را برای تولید سیگنال‌های EEG معرفی کردند. این مدل از فرآیندهای ARMA برای بازنمایی دینامیک پیچیده سیگنال‌ها استفاده می‌کند و به دلیل توانایی در شبیه‌سازی رفتار غیرخطی، در تشخیص تشنج نوزادان کاربرد ویژه‌ای دارد. رانکین و همکاران روشی برای تولید سیگنال‌های EEG ساختگی ارائه دادند که بر اساس قانون توان، طیف توان سیگنال را تنظیم می‌کند. این مدل با ترکیب مولفه‌های فرکانسی و فازهای تصادفی، سیگنال‌هایی با ویژگی‌های آماری مشابه داده‌های واقعی ایجاد می‌کند و دقت بالاتری نسبت به سایر روش‌ها نشان داده است [۱۳].

با وجود این، مطالعات محدودی به تولید سیگنال SSVEP ساختگی پرداخته‌اند و سیگنال‌های SSVEP ساختگی ارائه شده در این مطالعات بسیار ساده هستند و انطباق کمی با ویژگی‌های سیگنال‌های SSVEP واقعی دارند. صفی و همکاران [۱۸] با ترکیب خطی ۴ هارمونیک فرکانس تحریک با نویز سفید، سیگنال SSVEP ساختگی را ایجاد کرده‌اند. دامنه اجزای مختلف سیگنال ساختگی در ترکیب خطی به نحوی



شکل (۱) - نمودار بلوکی روش پیشنهادی برای ساخت سیگنال SSVEP ساختگی. این سیگنال با ترکیب مولفه خودبخودی مبتنی بر قانون توان و مولفه برانگیخته با SNR معین ایجاد می‌گردد.

[۲۰] تعیین شده‌اند. به این منظور، برای هر پنجره دو ثانیه‌ای از سیگنال الکتروانسفالوگرام واقعی، ابتدا طیف توان با استفاده از مربع اندازه تبدیل فوریه سریع سیگنال محاسبه گردید و رابطه متوسط طیف $(\frac{C}{|f|^\gamma})$ به آن برازش شد تا مقدار پارامترهای C و γ به دست آید. سپس قدرمطلق تفاضل طیف توان سیگنال و متوسط طیف توان $(\frac{C}{|f|^\gamma})$ محاسبه گردید و رابطه الگوی تغییرات طیف توان $(\frac{C_R}{|f|^{\gamma_R}})$ به آن برازش شد تا مقدار پارامترهای C_R و γ_R به دست آید. در نهایت با تقسیم تفاضل طیف توان سیگنال و متوسط طیف توان تعیین شده $(\frac{C}{|f|^\gamma})$ بر رابطه الگوی تغییرات طیف توان $(\frac{C_R}{|f|^{\gamma_R}})$ ، $n(f)$ تعیین گردید. با استفاده از مقادیر پارامترهای C ، C_R ، γ و γ_R برای تمام سیگنال‌های موجود در پایگاه داده، تابع توزیع پارامترها و ارتباط بین پارامترها تعیین گردید. توزیع رابطه بین پارامترها نشانگر رابطه خطی بین C و C_R و رابطه نمایی بین C و γ است. رابطه خطی بین C و C_R گویای آن است که مقدار تغییرات طیف توان با مقدار طیف توان متناسب است به نحوی که در فرکانس‌های پایین‌تر که طیف توان مقدار بیشتری دارد دارای تغییرات بیشتری نیز هست. رابطه نمایی بین C و γ نیز گویای این واقعیت است که با افزایش C لازم است مقدار γ نیز افزایش یابد تا توان سیگنال الکتروانسفالوگرام ساختگی در محدوده معقولی باقی بماند. از آنجا که مقدار پارامترهای تعیین شده به طول پنجره سیگنال الکتروانسفالوگرام واقعی وابسته است، طول

قانون توان بیان می‌کند که طیف توان سیگنال به صورت معکوس با فرکانس تغییر می‌کند یعنی با افزایش مقدار فرکانس، مقدار طیف توان کاهش پیدا می‌کند. رابطه (۱) چگونگی ایجاد بخش خودبخودی سیگنال را نشان می‌دهد که در آن بخش $\frac{C}{|f|^\gamma}$ متوسط طیف توان مطابق با قانون توان و بخش $\frac{C_R}{|f|^{\gamma_R}} \cdot n(f)$ نشانگر تغییرات طیف توان با لحاظ کردن قانون توان است. پارامترهای C و C_R مقادیر ثابتی هستند که امکان تنظیم توان کلی سیگنال را فراهم می‌سازند. γ و γ_R نیز نمای قانون توان برای بخش متوسط طیف و تغییرات طیف می‌باشند که نرخ تغییرات توان با فرکانس را تعیین می‌کنند. $n(f)$ نیز نویز سفید با توزیع نرمال است که در بازنمایی تغییرات طیف موثر است.

$$S_{spontaneous}(f) = \frac{C}{|f|^\gamma} + \frac{C_R}{|f|^{\gamma_R}} \cdot n(f) \quad (1)$$

پارامتر C مقداری تصادفی با توزیع گوسی با میانگین ۴ و انحراف استاندارد ۱۵ است با این شرط که صرفاً مقادیر بزرگ‌تر از ۰/۳۸ قابل قبول است. $n(f)$ نیز مقداری تصادفی با توزیع نرمال با میانگین ۰/۷ و انحراف استاندارد ۰/۳ می‌باشد. پارامترهای C ، γ و γ_R طبق رابطه (۲) محاسبه می‌شوند. تابع توزیع پارامترها و ارتباط بین توزیع آنها (که در رابطه (۲) نشان داده شده است) بر اساس توزیع به دست آمده از سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام واقعی موجود در پایگاه داده EEG در دسترس

۳- یافته‌ها و بحث

به دلیل ملاحظات عملی بخش تحریک در سیستم BCI مبتنی بر SSVEP از جمله توان مولفه برانگیخته در سیگنال ثبت شده، نرخ نوسازی نمایشگر و پرهیز از ارتباط هارمونیک بین فرکانس‌های تحریک [۲۱]، در پژوهش‌های کاربردی عمدتاً از فرکانس تحریک در گستره ۵ تا ۱۶ هرتز استفاده شده است [۲۲-۲۵]. از آن جا که هارمونیک اول در محدوده ۵ تا ۱۶ هرتز می‌باشد، هارمونیک‌های دوم و سوم تا محدوده فرکانسی ۴۸ هرتز قرار می‌گیرند. از این رو، سیگنال طیف توان سیگنال ساختگی برای گستره فرکانسی ۴ تا ۴۸ هرتز ایجاد گردید.

شکل (۲) مراحل ایجاد سیگنال SSVEP ساختگی را بر اساس روش پیشنهادی برای ایجاد یک سیگنال ۲ ثانیه‌ای با نرخ نمونه‌برداری ۲۵۰ نمونه بر ثانیه، فرکانس تحریک ۷/۵ هرتز، تعداد ۲ هارمونیک و نسبت سیگنال به نویز ۱/۵ نشان می‌دهد. در این شکل، شکل موج زمانی و طیف توان سیگنال برای مولفه خودبخودی، مولفه برانگیخته و سیگنال SSVEP در حوزه فرکانس و حوزه زمان نشان داده شده است. در طیف توان مولفه خودبخودی، قانون توان به خوبی مشاهده می‌گردد به نحوی که فرکانس‌های پایین‌تر دارای توان بیشتر و فرکانس‌های بالاتر دارای توان کمتر هستند. همچنین، تغییرات طیف توان با افزایش فرکانس، کاهش می‌یابد که تطابق آن با قانون توان را نشان می‌دهد. طیف توان مولفه برانگیخته، هارمونیک‌های اول و دوم را به ترتیب در فرکانس‌های ۷/۵ و ۱۵ هرتز نشان می‌دهد که کمتر بودن توان برای هارمونیک دوم نسبت به هارمونیک اول موید انطباق طیف این مولفه با قانون توان است. در شکل موج‌های زمانی نیز دامنه مولفه برانگیخته نسبت به مولفه خودبخودی برای نسبت سیگنال به نویز ۱/۵ قابل تامل است. به منظور ارزیابی شهودی سیگنال‌های ساختگی، پنج نمونه مولفه خودبخودی سیگنال ساختگی به همراه پنج نمونه سیگنال الکتروانسفالوگرام واقعی گرفته شده از پایگاه داده در دسترس [۲۰] در شکل‌های ۳ و ۴ ترسیم شده است که نشانگر کارایی مطلوب روش پیشنهادی است.

پنجره دو ثانیه انتخاب گردید تا پارامترها برای ایجاد سیگنال ساختگی ۲ ثانیه‌ای مناسب باشند.

$$\begin{aligned} C_R &= 0.8 C \\ \gamma &= \gamma_R = 1.14 (1 - e^{-0.2C}) \end{aligned} \quad (2)$$

رابطه (۳) چگونگی تعیین بخش برانگیخته سیگنال ساختگی برای نسبت سیگنال به نویز، فرکانس تحریک و تعداد هارمونیک معین را نشان می‌دهد. در این رابطه، S_{evoked} نشانگر طیف توان بخش برانگیخته سیگنال ساختگی، SNR نسبت سیگنال به نویز، f_s فرکانس تحریک و N_h تعداد هارمونیک‌ها است.

$$S_{evoked}(f) = \begin{cases} SNR \cdot \frac{C}{|f|^\gamma} & f = i * f_s, i = 1, \dots, N_h \\ 0 & otherwise \end{cases} \quad (3)$$

رابطه (۴) چگونگی ایجاد طیف توان SSVEP ساختگی (S_{SSVEP}) را با ترکیب طیف توان مولفه خودبخودی ($S_{spontaneous}$) و طیف توان مولفه برانگیخته (S_{evoked}) نشان می‌دهد.

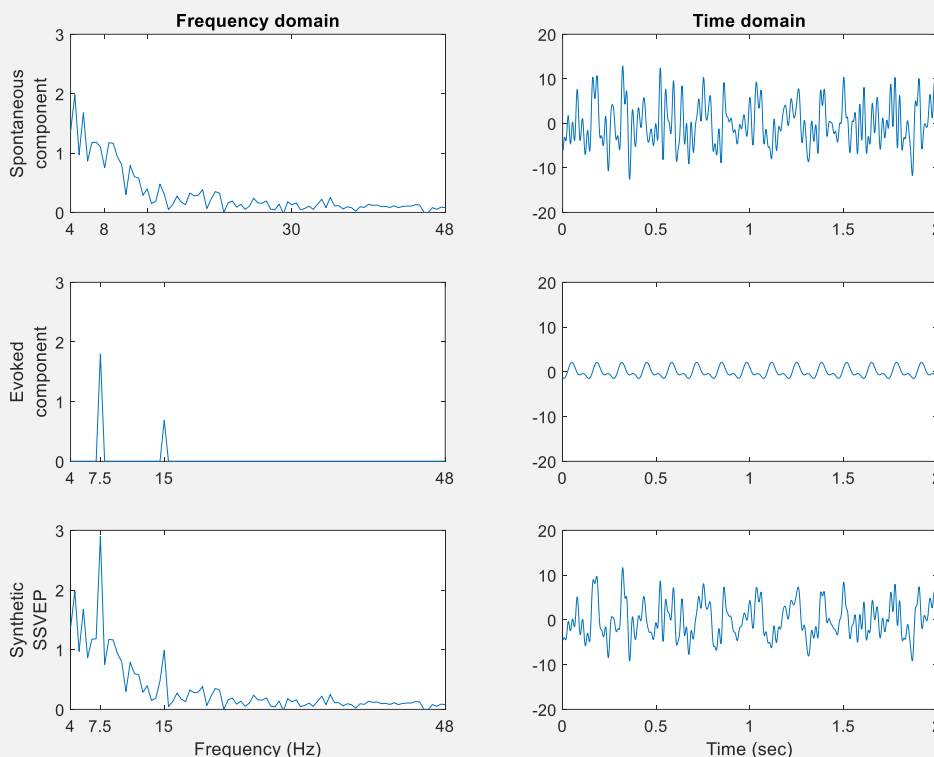
$$S_{SSVEP} = S_{spontaneous} + S_{evoked} \quad (4)$$

در ادامه، با تعیین اندازه تبدیل فوریه به صورت جذر طیف توان S_{SSVEP} و در نظر گرفتن فاز تصادفی با توزیع یکنواخت در محدوده $[0, 2\pi]$ ، تبدیل فوریه سیگنال SSVEP ساختگی ($SSVEP(f)$) مطابق رابطه (۵) محاسبه گردید. طبق رابطه (۶) با استفاده از وارون تبدیل فوریه $SSVEP(f)$ ، سیگنال SSVEP ساختگی در حوزه زمان ($synthetic\ ssvep(t)$) تعیین گردید.

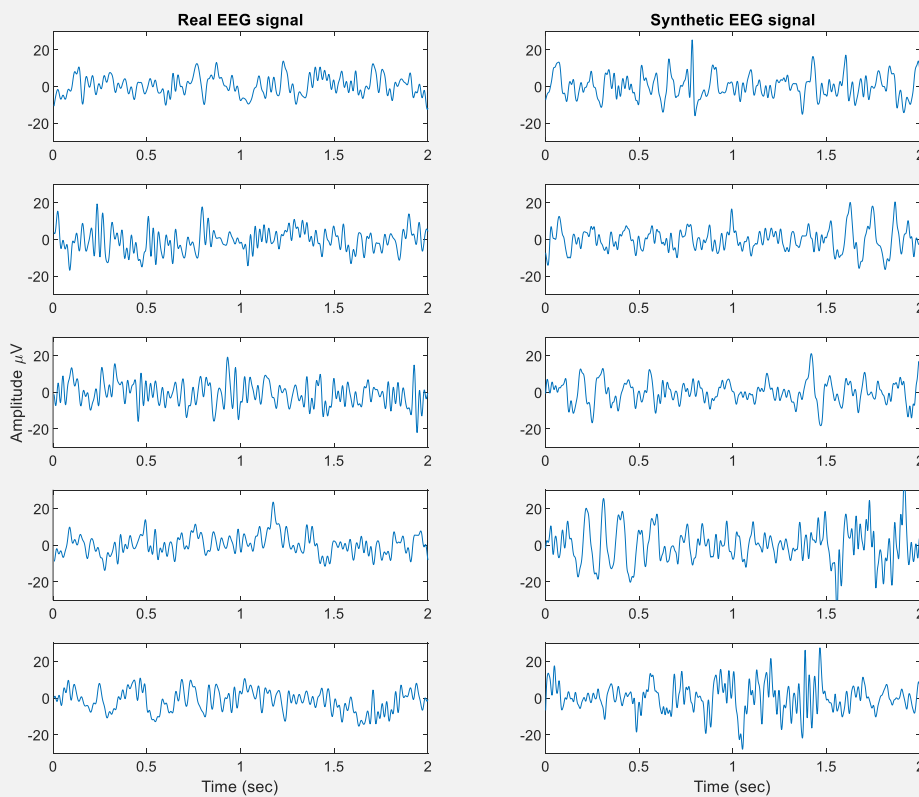
$$SSVEP(f) = \sqrt{S_{SSVEP}} \cdot e^{j\theta(f)} \quad (5)$$

$$synthetic\ ssvep(t) = IFFT(SSVEP(f)) \quad (6)$$

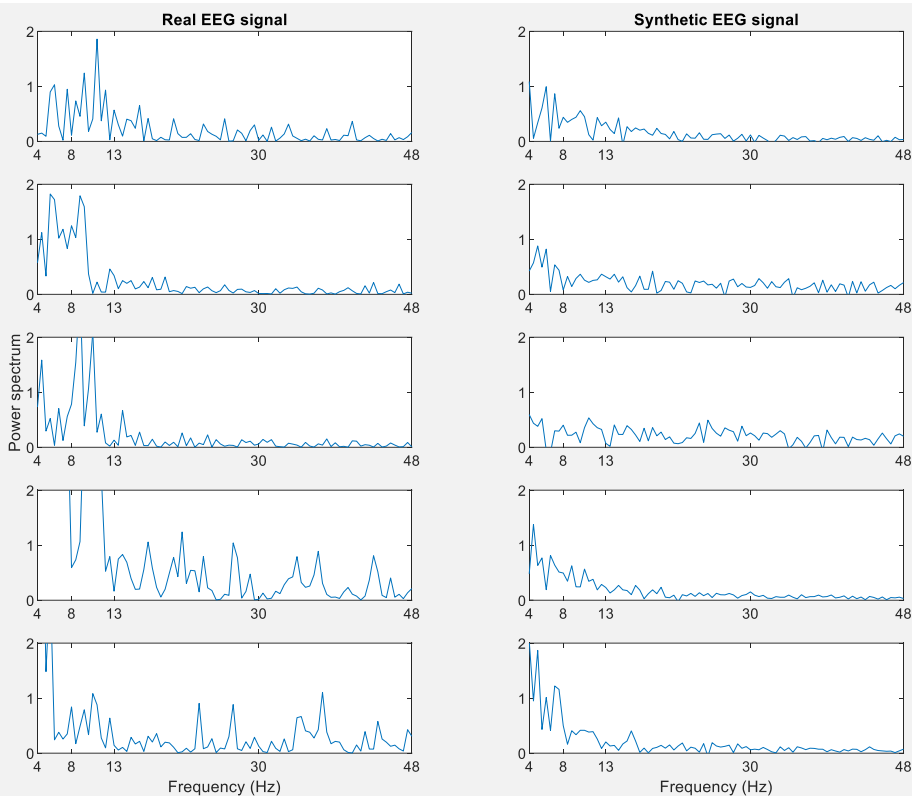
به منظور ارزیابی کارایی روش پیشنهادی، علاوه بر بررسی شهودی نمونه‌هایی از سیگنال‌های ساختگی در قیاس با سیگنال‌های واقعی در حوزه‌های زمان و فرکانس، توزیع مقادیر همبستگی طیف توان نمونه‌های بخش خودبخودی سیگنال‌های ساختگی با طیف توان نمونه‌های سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام واقعی برای روش پیشنهادی در قیاس با روش‌های ارائه شده در مقالات محاسبه و تحلیل گردید.



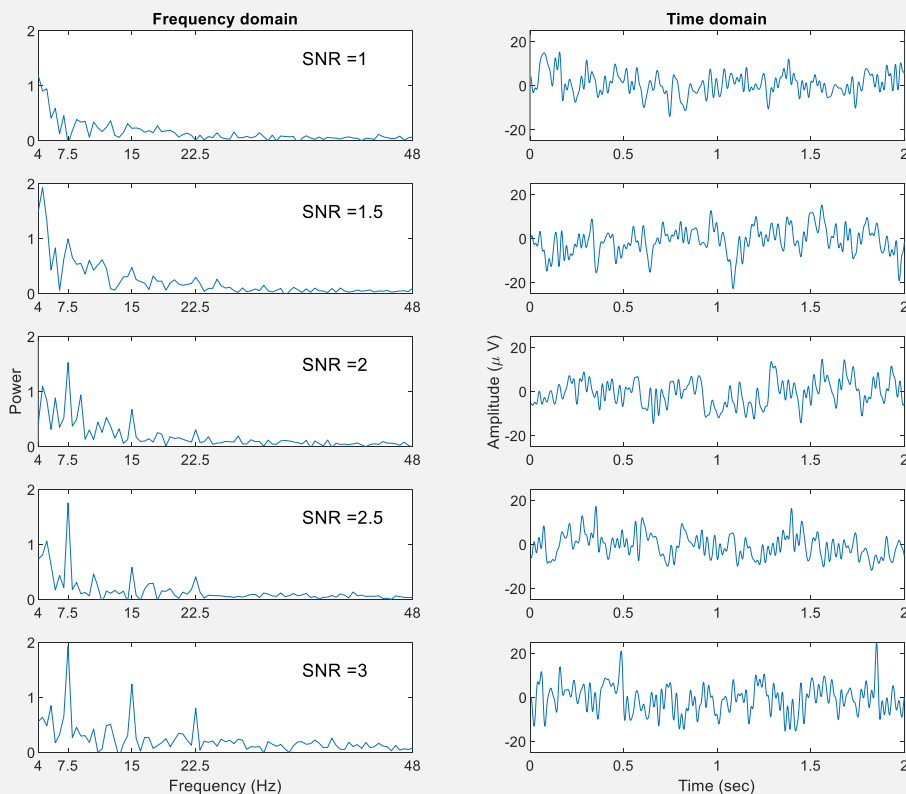
شکل (۲) - مراحل ایجاد سیگنال SSVEP ساختگی بر اساس روش پیشنهادی در حوزه فرکانس (چپ) و حوزه زمان (راست). ترسیمه‌ها از بالا به پایین به ترتیب مولفه خودبخودی، مولفه برانگیخته و سیگنال ساختگی می‌باشند.



شکل (۳) - شکل موج زمانی پنج نمونه مولفه خودبخودی سیگنال SSVEP ساختگی و پنج نمونه سیگنال الکتروانسفالوگرام واقعی.



شکل (۴) - طیف توان فرکانسی پنج نمونه مولفه خودبخودی سیگنال SSVEP ساختگی و پنج نمونه سیگنال الکتروانسفالوگرام واقعی.



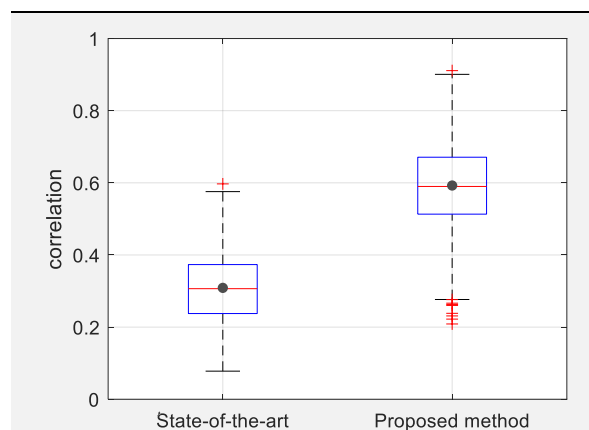
شکل (۵) - شکل موج زمانی و طیف توان نمونه‌هایی از سیگنال SSVEP ساختگی به ازای مقادیر مختلف SNR

که لازم است داده SSVEP ساختگی با ویژگی‌های معین (نسبت سیگنال به نویز، دوره زمانی، نرخ نمونه‌برداری، فرکانس تحریک و تعداد هارمونیک مشخص) در اختیار داشت. این موضوع راهکاری برای مشکل دستیابی به دادگان واقعی که روندی هزینه‌بر و زمان‌بر است فراهم می‌سازد. بنابراین امکان بهره‌مندی از قابلیت‌ها و توانایی‌های روش‌های یادگیری ماشین و یادگیری عمیق را فراهم می‌سازد.

در مقایسه با روش‌های پیشین، روش پیشنهادی در این پژوهش توانست با شبیه‌سازی طیف توان طبق قانون توان و تنظیم دقیق SNR، کارایی و عملکرد بهتری نسبت به روش‌های پیشین ارائه دهد به نحوی که هم با مقایسه شهودی طیف توان و شکل موج زمانی و هم با تعیین معیار کمی همبستگی طیف توان، سیگنال SSVEP ساختگی با سیگنال SSVEP واقعی تطابق بهتری نشان داد. علاوه بر این، یکی از ویژگی‌های برجسته روش پیشنهادی توانایی آن در تولید سیگنال‌های SSVEP با نسبت سیگنال به نویز مشخص است. برای روش‌های پیشین، به دلیل استفاده از سیگنال زمانی نویز سفید به عنوان مؤلفه خودبخودی و دوره زمانی محدود سیگنال ساختگی، طیف توان مؤلفه خودبخودی که به روش تبدیل فوریه سریع محاسبه می‌شود ناهموار و دارای تضرص است که این موضوع موجب می‌شود مقدار نسبت سیگنال به نویز محاسبه شده دقیق نباشد. برخلاف روش‌های پیشین که کنترل دقیقی بر نسبت سیگنال به نویز نداشتند، روش پیشنهادی این مقاله به دلیل تعیین طیف توان مؤلفه خودبخودی در حوزه فرکانس، نسبت سیگنال به نویز را به طور دقیق تنظیم می‌کند. این ویژگی نه تنها امکان تحلیل دقیق‌تر را فراهم می‌آورد، بلکه ارزیابی مقایسه‌ای الگوریتم‌های پردازش سیگنال را در کاربردهایی نظیر تشخیص و تعیین خستگی ذهنی تسهیل می‌کند. در مقایسه با روش‌های ارائه شده در [۱۸] و [۱۹] که مؤلفه خودبخودی را به صورت نویز سفید در نظر می‌گیرند، روش پیشنهادی با استفاده از ساختاری مبتنی بر قانون توان و پارامترهایی با توزیع مبتنی بر دادگان واقعی، شباهت به مراتب بیشتری به ویژگی‌های فیزیولوژیکی سیگنال‌های واقعی دارد.

در آینده، می‌توان این روش را با دقیق‌تر کردن ساختار یا تعیین توزیع دقیق‌تر برای پارامترها بهبود داد تا تطابق آن با ویژگی‌های سیگنال‌های واقعی بهتر شوند. همچنین، ارزیابی روش پیشنهادی در کاربردهای عملی نظیر BCI می‌تواند گامی مؤثر در اثبات کارایی آن باشد.

به منظور بررسی تاثیر مقدار SNR بر سیگنال ساختگی، شکل موج زمانی و طیف توان نمونه‌هایی از سیگنال SSVEP ساختگی برای نسبت سیگنال به نویزهای ۱، ۱/۵، ۲، ۲/۵ و ۳ در شکل-۵ نشان داده شده است. برای این سیگنال‌ها، زمان سیگنال ۲ ثانیه، فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۰ نمونه بر ثانیه، فرکانس تحریک ۷/۵ هرتز و تعداد هارمونیک‌ها ۳ تعیین شده است. با افزایش نسبت سیگنال به نویز، سهم مولفه برانگیخته در فرکانس تحریک و هارمونیک‌های آن افزایش می‌یابد. همچنین به منظور ارزیابی کمی روش پیشنهادی در قیاس با روش‌های ارائه شده در مقالات، boxplot توزیع میزان همبستگی طیف توان نمونه‌های سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام واقعی با طیف توان نمونه‌های بخش خودبخودی سیگنال‌های ساختگی در شکل-۶ رسم شده است. بالاتر بودن میزان همبستگی بین طیف توان بخش خودبخودی سیگنال ساختگی روش پیشنهادی با سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام واقعی در قیاس با توزیع مقادیر نظیر برای روش مقالات پیشین نشانگر کارایی به مراتب بالاتر روش پیشنهادی برای ایجاد سیگنال ساختگی است.



شکل (۶) - توزیع مقادیر همبستگی طیف توان بین نمونه‌های سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام واقعی با نمونه‌های بخش خودبخودی سیگنال‌های ساختگی برای روش پیشنهادی در قیاس با روش ارائه شده در پژوهش‌های پیشین.

۴- نتیجه‌گیری

در این پژوهش، روشی برای ایجاد سیگنال‌های ساختگی SSVEP با نسبت سیگنال به نویز مشخص ارائه شد که ساختار آن بر پایه قانون توان و پارامترهای آن بر پایه توزیع پارامترها در مجموعه دادگان واقعی تنظیم گردیده است. روش پیشنهادی این امکان را فراهم می‌سازد که بتوان به هر تعدادی



of methods. *Psychophysiology*, 2004. **41**(6): p. 822-832.

[16] Esteller, R., et al. A comparison of fractal dimension algorithms using synthetic and experimental data. in 1999 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS). 1999. IEEE.

[17] Celka, P. and P. Colditz, Nonlinear nonstationary Wiener model of infant EEG seizures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2002. **49**(6): p. 556-564.

[18] Safi SM, Pooyan M, Nasrabadi AM. Improving the performance of the SSVEP-based BCI system using optimized singular spectrum analysis (OSSA). *Biomedical Signal Processing and Control*. 2018 Sep 1;46:46-58.

[19] Tian, P., et al., A quantization algorithm of visual fatigue based on underdamped second order stochastic resonance for steady state visual evoked potentials. *Frontiers in Neuroscience*, 2023. **17**: p. 1278652.

[20] Lee MH, Kwon OY, Kim YJ, Kim HK, Lee YE, Williamson J, Fazli S, Lee SW. EEG dataset and OpenBMI toolbox for three BCI paradigms: An investigation into BCI illiteracy. *GigaScience*. 2019 May;8(5):giz002.

[21] Moghadam MA, Maleki A. Comparative Study of Frequency Recognition Techniques for Steady-State Visual Evoked Potentials According to the Frequency Harmonics and Stimulus Number. *Journal of Biomedical Physics & Engineering*. 2024 Aug 1;14(4):365.

[22] Wang Y, Chen X, Gao X, Gao S. A benchmark dataset for SSVEP-based brain-computer interfaces. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2016 Nov 10;25(10):1746-52.

[23] Liu B, Huang X, Wang Y, Chen X, Gao X. BETA: A large benchmark database toward SSVEP-BCI application. *Frontiers in neuroscience*. 2020 Jun 23;14:627.

[۲۴] مالکی، علی، دنکوب، یاسمن. کنترل زاویه مفصل آرنج مجازی با استفاده از رابط مغز-رایانه مبتنی بر SSVEP. *نشریه‌ی علمی مهندسی پزشکی زیستی*. ۱۴۰۲؛ ۱۷(۴): ۳۳۰-۳۳۱. doi: 10.22041/ijbme.2024.2035001.1913

[25] Sadeghi S, Maleki A. A comprehensive benchmark dataset for SSVEP-based hybrid BCI. *Expert Systems with Applications*. 2022 Aug 15;200:117180.

[1] Sadeghi S, Maleki A. Recent advances in hybrid brain-computer interface systems: a technological and quantitative review. *Basic and clinical neuroscience*. 2018 Sep;9(5):373.

[2] Azadi Moghadam M, Maleki A. Fatigue factors and fatigue indices in SSVEP-based brain-computer interfaces: a systematic review and meta-analysis. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2023 Nov 16;17:1248474.

[3] Sadeghi S, Maleki A. A Modified Hybrid Brain-Computer Interface Speller Based on Steady-State Visual Evoked Potentials and Electromyogram. *Journal of Integrative Neuroscience*. 2024 Apr 7;23(4):73.

[4] Sadeghi S, Maleki A. Accurate estimation of information transfer rate based on symbol occurrence probability in brain-computer interfaces. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2019 Sep 1;54:101607.

[5] Xu, D., et al., An analysis of deep learning models in SSVEP-based BCI: a survey. *Brain Sciences*, 2023. **13**(3): p. 483.

[6] Ziafati A, Maleki A. Genetic algorithm based ensemble system using MLR and MsetCCA methods for SSVEP frequency recognition. *Medical Engineering & Physics*. 2023 Jan 1;111:103945.

[7] Azadi Moghadam M, Maleki A. Fatigue assessment using frequency features in SSVEP-based brain-computer interfaces. *Iranian Journal of Biomedical Engineering*. 2022 Nov 22;16(3):219-29.

[8] Moghadam MA, Maleki A. Fatigue Detection in SSVEP-Based BCIs Using Biomarkers: A Comparative Study. In 2023 31st International Conference on Electrical Engineering (ICEE) 2023 May 9 (pp. 496-500). IEEE.

[9] Duart X, Quiles E, Suay F, Chio N, García E, Morant F. Evaluating the effect of stimuli color and frequency on SSVEP. *Sensors*. 2020 Dec 27;21(1):117.

[10] Ziafati A, Maleki A. Boosting the evoked response of brain to enhance the reference signals of CCA method. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2022 Aug 1;30:2107-15.

[11] Gorre SR, Janapati R, Prasad CR, Desai U. A comparison of deep learning methods and conventional methods for classification of SSVEP signals in brain-computer interface framework. In *Brain-Computer Interfaces 2025* Jan 1 (pp. 177-186). Academic Press.

[12] Bouallegue G, Djemal R. EEG data augmentation using Wasserstein GAN. In 2020 20th International Conference on Sciences and Techniques of Automatic Control and Computer Engineering (STA) 2020 Dec 20 (pp. 40-45).

[13] Zhang S, Sun L, Mao X, Zhao M, Hu Y. ATGAN: attention-based temporal GAN for EEG data augmentation in personal identification. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*. 2024 Nov 4;2024(1):94.

[۱۴] مصدري، مژگان و مالکی، علی، مطالعه مقایسه‌ای روش‌های ایجاد سیگنال ساختگی الکتروانسفالوگرام: قابلیت‌ها و محدودیت‌ها، بیست و دومین کنفرانس مهندسی زیست پزشکی، ۱۳۹۴، تهران، ایران.

[15] Yeung, N., et al., Detection of synchronized oscillations in the electroencephalogram: an evaluation