



Fatigue in Brain-Computer Interface Paradigms: A Comparative Study

Arghan, Soroush¹ / Maleki, Ali^{2*}

¹ - Department of Biotechnology, Faculty of New Science and Technologies, Semnan University, Semnan, Iran

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

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2025.2059978.1980

Received: 7/5/2025

Revised: 9/7/2025

Accepted: 14/8/2025

KEYWORDS

*Brain-Computer Interface,
Event-Related Potential,
Motor Imagery,
Steady-State Visual
Evoked Potential,
Fatigue.*

ABSTRACT

A brain-computer interface (BCI) enables the control of external devices by interpreting brain activity without the need for physical movement. Among various neuroimaging techniques, electroencephalography (EEG) is widely used due to its non-invasiveness and high temporal resolution. BCI systems primarily rely on three major paradigms: event-related potential (ERP), motor imagery (MI), and steady-state visual evoked potential (SSVEP). Today, BCIs are employed in practical applications. One of the challenges in long-term BCI usage is user fatigue. To date, fatigue levels across different BCI paradigms have not been systematically compared. This study investigates the effects of fatigue in different BCI paradigms by analyzing frequency-based fatigue biomarkers derived from EEG signals before and after tasks. The biomarkers were compared across three electrodes—Oz, Cz, and Fz—positioned at different scalp locations. The findings indicate that task-induced fatigue increases all frequency-based biomarkers across all three electrodes, whereas rest periods lead to their reduction. Prolonged rest durations resulted in greater reductions; however, in the dataset, the allocated rest time was insufficient for users' fatigue levels to return to baseline. Furthermore, a comparison of the paradigms revealed that MI induces the highest level of fatigue, followed by ERP and SSVEP, respectively. When evaluated using the information transfer rate (ITR) criterion, SSVEP demonstrated the highest ITR among the BCI paradigms. The combination of the highest ITR and lower user fatigue in SSVEP-based BCI paradigm suggests that this paradigm is the most suitable option for practical BCI applications.

***Corresponding Author**

Address: Biomedical Engineering Department, Semnan University, Semnan, Iran

Postal Code: 35131-19111

E-Mail: amaleki@semnan.ac.ir

Tel: +98-23-31532684



خستگی در پارادایم‌های رابط مغز-رایانه: یک مطالعه مقایسه‌ای

ارغان، سروش^۱ / مالکی، علی^{۲*}

^۱ - گروه بیوتکنولوژی، دانشکده علوم و فناوری‌های نوین، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران

^۲ - گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2025.2059978.1980

پذیرش: ۱۴۰۴/۵/۲۳

بازنگری: ۱۴۰۴/۴/۱۸

ثبت در سامانه: ۱۴۰۴/۲/۱۷

چکیده

واژه‌های کلیدی

رابط مغز-رایانه (*BCI*) با تفسیر فعالیت‌های مغزی، کنترل دستگاه‌های خارجی را بدون نیاز به حرکت فیزیکی ممکن می‌سازد. در این بین الکتروانسفالوگرام به علت غیرتهاجمی بودن، وضوح زمانی بالا بیشتر مورد استفاده است. *BCI* شامل سه پارادایم اصلی پتانسیل برانگیخته مرتبط با رویداد (*ERP*)، تصور حرکتی (*MI*) و پتانسیل برانگیخته بینایی حالت ماندگار (*SSVEP*) است. امروزه از *BCI* در کاربردهای عملی استفاده می‌شود. یکی از چالش‌های استفاده طولانی‌مدت از *BCI* در کاربردهای عملی، خستگی کاربر است. تاکنون خستگی در پارادایم‌های مختلف *BCI* به شیوه‌ای نظام‌مند با یکدیگر مقایسه نشده‌اند. این پژوهش با استفاده از نشانگرهای فرکانسی به دست آمده از سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام قبل و بعد از انجام وظایف، تاثیر خستگی را در پارادایم‌های مختلف مقایسه می‌کند. نشانگرها از سه الکتروود *Oz*، *Cz* و *Fz* که در مکان‌های مختلفی بر روی سر قرار دارند با یکدیگر مقایسه شدند. یافته‌ها نشان می‌دهد خستگی ناشی از انجام وظایف باعث افزایش تمامی نشانگرهای فرکانسی در هر سه الکتروود می‌شود. درحالی که استراحت به کاهش آن‌ها منجر می‌شود. هرچه مدت استراحت طولانی‌تر باشد، این کاهش بیشتر است، برای پایگاه داده مورد استفاده زمان اختصاص‌یافته برای استراحت کافی نبود تا سطح خستگی کاربران به حالت اولیه بازگردد. همچنین، مقایسه پارادایم‌ها نشان داد *MI* بیشترین میزان خستگی را ایجاد می‌کند و پس از آن به ترتیب *ERP* و *SSVEP* قرار دارند. با استفاده از معیار نرخ انتقال اطلاعات (*ITR*) برای مقایسه، *SSVEP* دارای بالاترین *ITR* در مقایسه با دیگر پارادایم‌های *BCI* است. بالاترین مقدار *ITR* و خستگی کمتر کاربران در انجام وظایف *SSVEP* باعث شده این پارادایم به عنوان مناسب‌ترین گزینه برای کاربردهای عملی مطرح شود.

رابط مغز-رایانه، پتانسیل مرتبط با رویداد، تصور حرکتی، پتانسیل برانگیخته بینایی حالت ماندگار، خستگی.

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی: گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران

تلفن: ۳۱۵۳۲۶۸۶-۲۳-۹۸+

پست الکترونیک: amaleki@semnan.ac.ir

کد پستی: ۳۵۱۳۱-۱۹۱۱۱

۱- مقدمه

رابط مغز-رایانه (BCI) سیستمی است که با تفسیر فعالیت‌های مغزی، امکان کنترل دستگاه‌های خارجی را بدون نیاز به حرکات فیزیکی فراهم می‌کند [۱]. در بین روش‌های مختلف ثبت فعالیت مغزی، الکتروانسفالوگرام به دلیل غیرتهاجمی بودن، وضوح زمانی بالا و سهولت در استفاده، محبوبیت بیشتری دارد و در تحقیقات و کاربردهای عملی بیشتر استفاده می‌شود [۲].

به طور کلی رابطه‌های مغز-رایانه به سه دسته اصلی فعال، واکنشی و غیرفعال تقسیم می‌شوند [۳]. در نوع فعال، کاربر به صورت آگاهانه و داوطلبانه یک فعالیت ذهنی خاص را انجام می‌دهد. تصور حرکتی (MI) از این نوع BCI است. در نوع واکنشی، پاسخ برانگیخته به محرک‌های خارجی، ایجاد می‌شود. پتانسیل برانگیخته بینایی حالت ماندگار (SSVEP) و پتانسیل‌های مرتبط با رویداد (ERP) شامل این دسته از BCI هستند. BCI‌های غیرفعال بدون نیاز به هیچ فعالیت آگاهانه یا محرک خارجی کار می‌کنند و صرفاً شامل فعالیت‌های طبیعی مغز مانند حالت‌های توجه یا آرامش هستند.

تصور حرکتی فرآیندی شناختی است که در آن فرد به صورت ذهنی یک حرکت را بدون اجرای فیزیکی آن و بدون هیچ گونه انقباض عضلانی محسوس شبیه‌سازی می‌کند [۴]. مطالعات تصویربرداری عصبی نشان داده‌اند این فرآیند بسیاری از نواحی مغزی مشابه با حرکت واقعی را فعال می‌کند، به ویژه مناطق حسی حرکتی که در برنامه‌ریزی و اجرای حرکات نقش دارند. این شباهت عصبی بین تصور و اجرای حرکت، اساس استفاده از تصور حرکتی در کاربردهای مختلف از جمله توانبخشی عصبی، بهبود عملکرد ورزشی و سیستم‌های رابط مغز-رایانه را تشکیل می‌دهد [۵].

پتانسیل برانگیخته بینایی حالت ماندگار نوعی پاسخ برانگیخته مغز است که هنگام مشاهده محرک‌های بینایی چشمک‌زن با فرکانس مشخص ایجاد می‌شود [۶]. این پاسخ برانگیخته در ناحیه پس‌سری که در آن پردازش ابتدایی بینایی است، قابل ثبت می‌باشد. سیگنال SSVEP از دو بخش پاسخ‌های برانگیخته و فعالیت‌های خودبخودی تشکیل شده است [۸]. بخش برانگیخته شامل مؤلفه‌های فرکانسی هماهنگ با فرکانس تحریک و هارمونیک‌های آن می‌باشد. در مقابل، بخش خودبخودی شامل فعالیت‌های زمینه‌ای الکتروانسفالوگرام است که به صورت طبیعی در مغز وجود دارند.

پتانسیل‌های مرتبط با رویداد تغییرات الکتروفیزیولوژیکی ظریفی هستند که در پاسخ به محرک‌های خارجی یا رویدادهای

شناختی در الکتروانسفالوگرام ایجاد می‌شوند [۹]. ERP بر اساس ویژگی‌های زمانی و دامنه‌ای به مؤلفه‌های متعددی تقسیم‌بندی می‌شوند که هر کدام بازتاب‌دهنده فرآیندهای عصبی خاصی هستند. از مهم‌ترین این مؤلفه‌ها می‌توان به N100 (پاسخ اولیه حسی)، P300 (پاسخ شناختی) که هر کدام با تاخیر زمانی مشخصی نسبت به ارائه محرک ظاهر می‌شوند [۱۰].

امروزه از رابطه‌های مغز-رایانه در کاربرد عملی استفاده می‌شود. به این منظور برای طراحی سیستم‌های BCI باید ملاحظات رعایت شود که شامل سازوکاری برای حفظ تمرکز کاربر، جلوگیری از ایجاد خستگی و تضمین ثبات شرایط ذهنی و فیزیکی کاربر در طول تعامل با سیستم است. اگر این الزامات به درستی رعایت نشوند، سیگنال‌های مغزی ایجاد شده از کیفیت کافی برای تشخیص و تولید دستور کنترلی برخوردار نخواهند بود و ارتباط مؤثری بین کاربر و رایانه برقرار نمی‌شود [۱۱].

خستگی یکی از چالش‌های مهم در کاربردهای عملی سیستم‌های BCI محسوب می‌شود [۱۲]. برای کنترل خستگی در پارادایم SSVEP، راهکارهایی مانند طراحی بهینه محرک‌ها [۱۳] و استفاده از محرک فرکانس‌های بالا [۱۴] انجام شده است. با این وجود، خستگی امری اجتناب‌ناپذیر است و در استفاده طولانی‌مدت از رابطه‌های مغز-رایانه به وجود می‌آید.

تشخیص خستگی، اولین گام مؤثر در مقابله با آن است. مطالعات متعددی به بررسی خستگی ناشی از فعالیت‌های مختلف مانند استفاده از نمایشگرهای سه‌بعدی [۱۵]، رانندگی [۱۶] و کار با سیستم‌های SSVEP [۱۷] پرداخته‌اند.

تشخیص خستگی به دو حالت فردی و عینی انجام می‌شود [۱۸]. در حالت فردی، کاربران با تکمیل پرسشنامه، سطح خستگی خود را گزارش می‌دهند. با این حال، این رویکرد ممکن است با خطا همراه باشد، زیرا برداشت افراد از خستگی تحت تأثیر تجربیات شخصی و ویژگی‌های فردی قرار دارد. همچنین، امکان آگاهی کاربران از هدف پرسش‌ها و ارائه پاسخ‌های غیرواقعی نیز وجود دارد. در مقابل، روش عینی با استفاده از نشانگرهای قابل اندازه‌گیری، روند افزایش خستگی را به صورت دقیق‌تر پایش می‌کند و این محدودیت‌ها را ندارد.

ارزیابی عینی خستگی به دو رویکرد کمی [۱۹] و کیفی [۲۰] انجام می‌شود. در رویکرد کمی، حالت‌های خسته و هوشیار با استفاده از روش‌های طبقه‌بندی از هم تفکیک می‌شوند، در حالی که در رویکرد کیفی، به بررسی معناداری تفاوت و روند تغییر نشانگرها در حالت هوشیار و خسته پرداخته

مطالعات پیشین در حوزه ارزیابی خستگی در BCI عمدتاً گزارش کرده‌اند که خستگی با افزایش توان در باندهای مختلف فرکانسی همراه است [۲۷-۲۹] هرچند تعداد معدودی از مقالات نیز نتایج ناهم‌سویی را گزارش کرده‌اند [۱۲]. با وجود این یافته‌ها، همچنان خلأ مطالعه‌ی نظام‌مند که به بررسی تغییرات نشانگرهای فرکانسی مرتبط با خستگی در سه پارادایم اصلی رابط مغز-رایانه، یعنی SSVEP، MI و ERP بپردازد، وجود دارد.

مقایسه بین پارادایم‌های ERP، MI و SSVEP به این دلیل ضرورت دارد که در کاربردهای عملی، اغلب امکان انتخاب بین این پارادایم‌ها وجود دارد. انجام چنین مقایسه‌ای، زمینه را برای انتخاب مناسب پارادایم فراهم می‌سازد. مطلوبیت سیستم‌های رابط مغز-رایانه به میزان کاربرپسندی سیستم بستگی دارد که خود تحت تأثیر دو عامل کارایی (عملکرد) و جذابیت سیستم است. کارایی سیستم‌های BCI با معیار کمی استاندارد «نرخ انتقال اطلاعات» قابل کمی‌سازی است و جذابیت سیستم نیز با خستگی در ارتباط است به نحوی که هر چه سیستم جذاب‌تر باشد خستگی کمتری ایجاد می‌کند. از آنجا که هدف تمامی پارادایم‌های سیستم‌های BCI، برقراری یک ارتباط موثر بین مغز و رایانه با هدف انتقال اطلاعات است نرخ انتقال اطلاعات به عنوان معیاری موثر برای ارزیابی کارایی سیستم BCI استفاده می‌گردد [۳۰].

در این مقاله، خستگی کاربران در سه پارادایم مختلف BCI شامل ERP، MI و SSVEP ارزیابی و مقایسه می‌گردد. برای ارزیابی کمی خستگی، میانگین توان در پنج باند فرکانسی اصلی شامل دلتا، تتا، آلفا، بتا و گاما برای سه الکتروود Oz، Cz و Fz محاسبه می‌شود. برای ارزیابی کارایی سیستم نیز معیار کمی ITR محاسبه و ارزیابی می‌گردد. این رویکرد نه تنها به درک عمیق‌تری از تأثیر نوع پارادایم بر خستگی کمک می‌کند، بلکه می‌تواند راهگشای طراحی سیستم‌هایی باشد که هم از نظر عملکرد و هم از نظر تجربه کاربری مطلوب باشند.

۲- روش

شکل ۱ نمودار بلوکی روش ارزیابی خستگی در سه پارادایم سیستم BCI را نشان می‌دهد. در این مقاله از پایگاه داده در دسترس استفاده شده است که شامل سیگنال‌های مغزی حین کاربرد سیستم BCI برای سه پارادایم ERP، MI و SSVEP است. ابتدا سیگنال الکتروانسفالوگرام ۶۰ ثانیه‌ای قبل و بعد از هر پارادایم به ۱۵ پنجره‌ی زمانی ۴ ثانیه‌ای تقسیم می‌شود. برای هر پنجره، با محاسبه FFT، طیف توان سیگنال محاسبه

می‌شود. در این بین از نشانگرهای زیستی شامل نشانگرهای فرکانسی و غیرخطی مبتنی بر آنروپی در ارزیابی عینی استفاده شده است [۲۱].

سونگ پیو سو و همکاران [۲۲] تأثیر خستگی بر کیفیت سیگنال SSVEP در استفاده طولانی مدت را بررسی کردند. نتایج نشان داد در سیستم مبتنی بر SSVEP، با افزایش خستگی افراد، توان باند فرکانسی آلفا افزایش می‌یابد.

ژنگ و همکاران [۲۳] با استفاده از نشانگرهای $\alpha + \theta$ ، NASA-TLX، دامنه سیگنال و نسبت سیگنال به نویز (SNR) به ارزیابی میزان خستگی ایجاد شده توسط پارادایم SSVEP پرداختند. یافته‌ها نشان داد که افزایش سطح خستگی بیشترین تأثیر را بر کاهش دامنه سیگنال SSVEP و افت نسبت سیگنال به نویز دارد. همچنین نشانگرهای فرکانسی در زمان خستگی افزایش پیدا می‌کنند.

تنگ کاو و همکاران [۲۴] به بررسی تأثیر خستگی بر نشانگرها شامل باندهای فرکانسی، نسبت‌های باندی و نسبت سیگنال به نویز در حین استفاده از سیستم‌های BCI پرداختند. با توجه به این که خستگی در طولانی مدت ایجاد می‌شود، مقادیر میانگین هر شاخص در پنج آزمون اول (حالت هوشیاری) و پنج آزمون آخر (حالت خستگی) مقایسه شد. یافته‌ها نشان داد با افزایش خستگی، مقادیر باند آلفا و نسبت $\frac{(\theta+\alpha)}{\beta}$ به طور معناداری افزایش پیدا می‌کنند، در حالی که نسبت θ/α کاهش نشان می‌دهد. همچنین نتایج تأثیر قابل توجه خستگی را بر کاهش دامنه سیگنال‌های SSVEP و افت کیفیت SNR تأیید کرد.

دیز و همکاران [۲۵] خستگی ناشی از پارادایم SSVEP را در سه مرحله با سه گستره فرکانس تحریک ۱۲-۶، ۳۰-۱۳ و ۴۸-۳۱ هرتز ارزیابی کردند. آنها از نشانگرهای توان باند فرکانسی، نسبت توان باندهای فرکانسی و ویژگی‌های غیرخطی برای ارزیابی خستگی استفاده کردند. نتایج نشان داد که با افزایش خستگی، در هر سه گستره فرکانسی، توان نسبی ریتم‌های مغزی و نسبت توان باندهای فرکانسی شامل $(\alpha+\theta)/\beta$ ، α/β و θ/β افزایش می‌یابد و صحت تشخیص فرکانس تحریک کاهش پیدا می‌کند.

کیو و همکاران [۲۶] خستگی را در دو پارادایم تصور حرکتی و P300 در کودکان بررسی کردند. نتایج این مطالعه نشان داد که استفاده ۳۰ دقیقه‌ای از هر دو پارادایم BCI موجب افزایش احساس خستگی گزارش شده توسط کودکان و همچنین افزایش توان در ریتم آلفای EEG شد.

با نرخ نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز و از ۶۲ الکتروود منطبق با استاندارد بین‌المللی ۲۰ - ۱۰ ثبت گردیده است.

ثبت دادگان برای هر شرکت‌کننده در دو جلسه و دو روز مختلف انجام شده است. هر جلسه شامل دو قسمت با بازخورد و بدون بازخورد است. قسمت با بازخورد به صورتی است که در زمان استراحت پس از هر آزمون، هدف بازشناسی شده به شرکت‌کننده بازخورد داده شده است. در قسمت بدون بازخورد، بازخوردی به شرکت‌کننده داده نشده است.

در پایان هر وظیفه، شرکت‌کنندگان به پرسشنامه‌ای پاسخ داده‌اند تا وضعیت روحی و جسمی آن‌ها ارزیابی گردد. پرسشنامه سوالاتی برای ارزیابی هفت پارامتر میزان راحتی، انگیزه، تمرکز، خستگی بینایی، خواب‌آلودگی، شرایط فیزیکی و ذهنی است. شرکت‌کنندگان به هر یک از این پارامترها نمره‌های در بازه ۱ تا ۵ داده‌اند. امتیاز یک نشان دهنده کمترین و امتیاز ۵ نشان دهنده بیشترین مقدار است.

برای اطمینان از بازاریابی شرایط اولیه شرکت‌کنندگان، دوره‌های استراحت منظمی در نظر گرفته شد. پس از انجام هر وظیفه، شرکت‌کنندگان ده دقیقه استراحت داشتند تا به حالت اولیه بازگردند. همچنین بین اجرای وظایف دارای بازخورد و بدون بازخورد، وقفه‌های استراحت سه دقیقه‌ای وجود دارد تا از بروز خستگی جلوگیری شود و سطح عملکرد شناختی در حد مطلوب حفظ گردد.

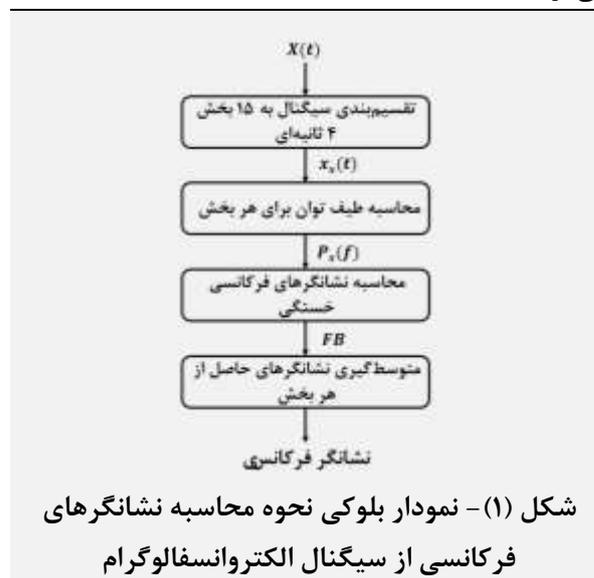
در پایگاه داده سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام به مدت یک دقیقه قبل از شروع هر وظیفه و همچنین یک دقیقه پس از پایان آن ثبت شدند. در این مقاله، از سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام که در حالت استراحت و بین انجام وظایف مختلف ثبت شده‌اند، استفاده شده است. این دوره‌های استراحت در جدول ۱ با علامت «●» مشخص شده‌اند.

۱-۲-۱-۲- وظیفه ERP

صفحه کلید این سیستم بر اساس طراحی استاندارد صفحه کلیدهای ستری-ستونی پیاده‌سازی شده است. این رابط شامل یک ماتریس ۶×۶ با ۳۶ کاراکتر (شامل حروف انگلیسی از A تا Z، اعداد ۱ تا ۹ و نماد _) بود که به صورت یکنواخت در صفحه توزیع شده است.

هر محرک به مدت ۸۰ میلی‌ثانیه نمایش داده می‌شد و فاصله بین محرک‌ها ۱۳۵ میلی‌ثانیه تنظیم شده بود. یک چرخه کامل نمایش تمام سطرها و ستون‌ها به عنوان یک دوره محسوب می‌شد که شامل ۱۲ فلاش محرک بود. برای هر کاراکتر هدف، حداکثر ۵ دوره (معادل ۶۰ فلاش) بدون وقفه‌های

می‌گردد. در ادامه، نشانگرهای فرکانسی خستگی شامل توان باندهای فرکانسی دلتا، تتا، آلفا، بتا و گاما تعیین می‌گردد. سپس، متوسط توان برای هر یک از باندهای فرکانسی برای ۱۵ پنجره زمانی محاسبه می‌گردد. از متوسط توان باندهای فرکانسی برای ارزیابی خستگی در پارادایم‌های مختلف استفاده می‌گردد.



۱-۲-۲- پایگاه داده

پایگاه دادگان در دسترس [۱۰]، در سال ۲۰۱۹ توسط مین هو لی و همکارانش ثبت شد. این مجموعه داده یکی از بزرگترین پایگاه دادگان ثبت شده در حوزه BCI است و در دسترس عموم است. این پایگاه داده شامل سه وظیفه^۱ پتانسیل مرتبط با رویداد، تصور حرکتی و پتانسیل‌های برانگیخته بینایی حالت ماندگار می‌باشد. روند ثبت هر یک از وظایف در جدول ۱ نمایش داده شده است.

هدف از ثبت این پایگاه داده، ارزیابی میزان تعامل انسان با رایانه در سیستم‌های رابط مغز-رایانه است. بر این اساس، پدیده "بی‌سوادی"^۲ به عنوان یکی از چالش‌های اساسی در توسعه این سیستم‌ها مطرح می‌شود. این مفهوم به ناتوانی بخشی از کاربران در تولید الگوهای سیگنال مغزی مناسب برای تعامل کارآمد با سیستم‌های BCI اشاره دارد. به عبارت دقیق‌تر، برخی افراد علی‌رغم دریافت آموزش‌های لازم و انجام تمرینات مکرر، قادر به دستیابی به سطح عملکرد قابل قبول در استفاده از سیستم‌های BCI نمی‌باشند.

شرکت‌کنندگان در آزمایش شامل ۵۴ نفر (۲۵ زن) بودند. افراد سالم بین ۲۴ تا ۳۵ سال بودند. سیگنال الکتروانسفالوگرام

^۱ Illiteracy

^۲ Task

جدول (۱) - مراحل ثبت سیگنال در پایگاه داده در دسترس [۱۱].

ردیف	شرح	زمان (دقیقه)	زمان (دقیقه)
۵	دستورالعمل، پرسشنامه اول	۵	۵
۳۰	قرار دادن الکترودها	۲۵	۳۰
۳۳	جمع‌آوری داده‌های نويز	۳	۳۳
۳۴	● داده‌های حالت استراحت	۱	۳۴
۴۶	املاي ERP در فاز برون خط	۱۲	۴۶
۴۷	● داده‌های حالت استراحت	۱	۴۷
۴۹	پرسشنامه دوم	۲	۴۹
۵۲	استراحت کوتاه	۳	۵۲
۵۳	● داده‌های حالت استراحت	۱	۵۳
۶۶	املاي ERP در فاز برخط	۱۳	۶۶
۶۷	● داده‌های حالت استراحت	۱	۶۷
۶۹	پرسشنامه دوم	۲	۶۹
۷۹	استراحت	۱۰	۷۹
۸۴	بررسی امپدانس	۵	۸۴
۸۵	● داده‌های حالت استراحت	۱	۸۵
۱۰۷	MI در فاز برون خط	۲۲	۱۰۷
۱۰۸	● داده‌های حالت استراحت	۱	۱۰۸
۱۱۰	پرسشنامه دوم	۲	۱۱۰
۱۱۳	استراحت کوتاه	۳	۱۱۳
۱۱۴	● داده‌های حالت استراحت	۱	۱۱۴
۱۳۶	MI در فاز برخط	۲۲	۱۳۶
۱۳۷	● داده‌های حالت استراحت	۱	۱۳۷
۱۳۹	پرسشنامه دوم	۲	۱۳۹
۱۴۹	استراحت	۱۰	۱۴۹
۱۵۴	بررسی امپدانس	۵	۱۵۴
۱۵۵	● داده‌های حالت استراحت	۱	۱۵۵
۱۷۵	SSVEP در فاز برون خط	۲۰	۱۷۵
۱۷۶	● داده‌های حالت استراحت	۱	۱۷۶
۱۷۸	پرسشنامه دوم	۲	۱۷۸
۱۸۱	استراحت کوتاه	۳	۱۸۱
۱۸۲	● داده‌های حالت استراحت	۱	۱۸۲
۲۰۲	SSVEP در فاز برخط	۲۰	۲۰۲
۲۰۳	● داده‌های حالت استراحت	۱	۲۰۳
۲۰۵	پرسشنامه دوم	۲	۲۰۵
۲۰۵	مجموع		۲۰۵

برای به دست آوردن نشانگرهای فرکانسی مربوط به سیگنال ۶۰ ثانیه‌ای، پس از محاسبه میانگین توان هر باند فرکانسی در پنجره‌های ۴ ثانیه‌ای مختلف، مقادیر مربوط به هر ۱۵ پنجره زمانی متوسط‌گیری می‌شوند. این کار منجر به استخراج یک مقدار متوسط برای هر باند فرکانسی می‌شود که

طولانی اجرا می‌شود. پس از پایان هر ۵ دوره، مدت ۴/۵ ثانیه به کاربر فرصت داده می‌شود تا کاراکتر بعدی را انتخاب و روی آن تمرکز کند.

۲-۱-۲- وظیفه MI

۳ ثانیه ابتدایی هر آزمون با نمایش یک علامت مثبت سیاه در مرکز صفحه نمایش آغاز شده است تا شرکت‌کنندگان برای انجام وظیفه تصور حرکتی آماده شوند. سپس، با ظاهر شدن فلش راست یا چپ به عنوان نشانه، فرد به مدت ۴ ثانیه تصور گرفتن اشیا با دست مربوطه (راست یا چپ) را انجام می‌داد. پس از اتمام هر وظیفه، صفحه نمایش به مدت ۶ ثانیه $\pm 1/5$ (ثانیه) خالی باقی می‌ماند و فرد میتواند استراحت کوتاهی داشته باشد تا آماده آزمون بعدی شود.

۲-۱-۳- وظیفه SSVEP

چهار محرک بینایی هدف با فرکانس‌های ۵/۴۵، ۶/۶۷، ۸/۵۷ و ۱۲ هرتز طراحی شدند که به ترتیب در چهار موقعیت پایین، راست، چپ و بالا روی صفحه نمایش به صورت چشمک‌زن ارائه می‌شدند. هر فرکانس تحریک ۲۵ بار به صورت تصادفی تکرار شد.

هر محرک بینایی به مدت ۴ ثانیه نمایش داده شده است و فاصله بین محرک‌ها ۶ ثانیه است. این دوره ۶ ثانیه‌ای به دو بخش تقسیم شده است. ۴ ثانیه ابتدایی مربوط به مرحله پیش‌تحریک بود که در آن محرک بینایی به فرد نمایش داده می‌شد تا روی آن تمرکز کند، و دو ثانیه پایانی به عنوان زمان استراحت پس از ارائه محرک در نظر گرفته شده بود.

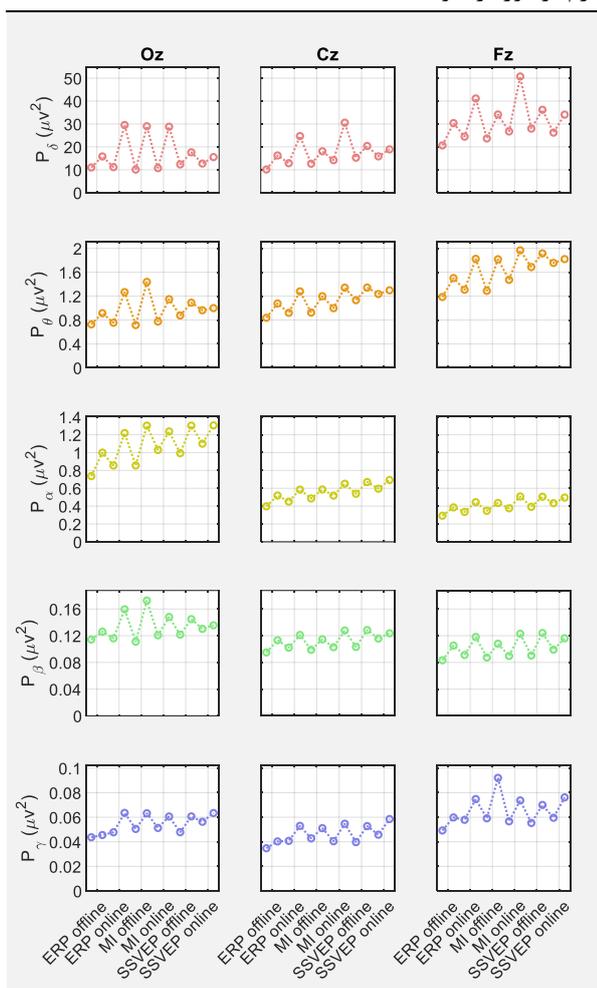
۲-۲- نشانگرهای فرکانسی

برای محاسبه نشانگرهای فرکانسی، ابتدا سیگنال الکتروانسفالوگرام ۶۰ ثانیه‌ای به ۱۵ پنجره غیرهمپوشان ۴ ثانیه‌ای تقسیم می‌شود. سپس برای هر پنجره، FFT محاسبه شده و توان طیف فرکانسی آن بدست می‌آید. در نهایت، با استفاده از رابطه ۱، میانگین توان مربوط به هر یک از باندهای فرکانسی محاسبه می‌شود.

$$\text{Band Power} = \frac{\sum_{f=f_1}^{f_2} P(f)}{N} \quad (1)$$

که در آن f_1 و f_2 به ترتیب ابتدا و انتهای هر باند فرکانسی است که ۰/۵ تا ۴ برای باند فرکانسی δ ، ۴/۲۵ تا ۸ برای θ ، ۸/۲۵ تا ۱۳ برای α ، ۱۳/۲۵ تا ۳۰ برای β و ۳۰/۲۵ تا ۱۰۰ برای باند فرکانسی γ است. $P(f)$ توان طیف فرکانسی و N تعداد نمونه‌های فرکانسی در باند فرکانسی مورد نظر است.

این دوره‌ها به دلیل نظیر کوتاه بودن زمان استراحت از کارایی لازم برخوردار نبوده‌اند.



شکل (۲) - میانگین توان باندهای فرکانسی (دلتا، تتا، آلفا، بتا، گاما) به عنوان نشانگرهای فرکانسی برای الکترودهای Oz، Cz و Fz بر اساس روند ثبت سیگنال. افزایش نشانگرها در حین انجام وظایف و کاهش آنها در دوره‌های استراحت مشاهده می‌شود.

همان‌طور که در شکل ۲ مشاهده می‌شود، پس از پایان هر وظیفه و استراحت پس از آن، سطح نشانگرهای خستگی به مقدار پایه اولیه بازنگشته است. اگرچه در دوره‌های استراحت کاهش نسبی در مقدار نشانگرها دیده می‌شود، این کاهش برای بازگشت کامل به حالت اولیه کافی نبوده است. در نتیجه، عملکرد شرکت‌کنندگان به‌طور تدریجی تحت تأثیر خستگی تجمعی کاهش یافته و هر وظیفه جدید را در وضعیت خستگی بیشتری آغاز کرده‌اند. این روند نشان می‌دهد که طراحی مناسب‌تر دوره‌های استراحت برای جلوگیری از خستگی

به عنوان نشانگر فرکانسی نهایی برای کل دوره ۶۰ ثانیه‌ای در نظر گرفته می‌شود.

۳-۲- معیار ارزیابی سیستم‌های BCI

برای ارزیابی کمی عملکرد سیستم در بازشناسی هدف، از معیار صحت استفاده می‌شود که در رابطه ۲ تعریف شده است. این معیار به صورت نسبت تعداد پیش‌بینی‌های صحیح به تعداد کل پیش‌بینی‌ها محاسبه می‌شود. به این ترتیب، هرچه مقدار صحت به عدد ۱ نزدیک‌تر باشد، عملکرد روش در تشخیص دقیق‌تر خواهد بود.

$$Acc = \frac{\text{Number of Correct Prediction}}{\text{All Prediction}} \quad (2)$$

برای مقایسه عملکرد سیستم‌های BCI از معیار نرخ انتقال اطلاعات (ITR) استفاده می‌شود. این معیار به پارامترهای تعداد اهداف، اندازه پنجره زمانی، و صحت تشخیص وابسته است. به‌طور مشخص با توجه به رابطه ۳، ITR با تعداد اهداف و صحت تشخیص رابطه مستقیم دارد، درحالی‌که با افزایش طول پنجره زمانی، مقدار آن کاهش می‌یابد. هرچه نرخ انتقال اطلاعات بالاتر باشد، نشان‌دهنده انتقال بیت بیشتری در دقیقه است و در نتیجه، سیستم BCI از کارایی و عملکرد بهتری برخوردار خواهد بود. این معیار به‌ویژه در ارزیابی سیستم‌های بلادرنگ^۲ و کاربردهای عملی اهمیت فراوانی دارد.

$$ITR = \left[\log_2(N) + Acc * \log_2(Acc) + (1 - Acc) * \log_2\left(\frac{1 - Acc}{N - 1}\right) \right] * \frac{60}{T} \quad (3)$$

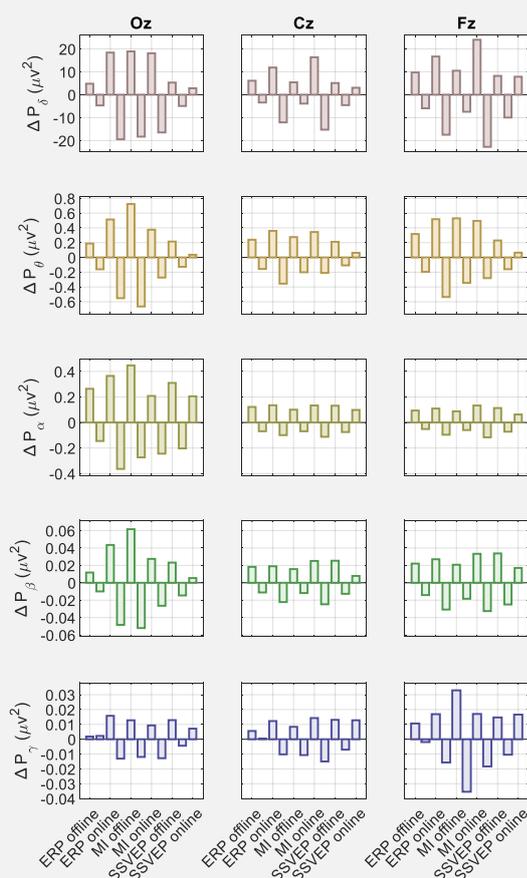
که در آن Acc صحت تشخیص، N تعداد هدف‌ها و T اندازه پنجره زمانی است.

۳- یافته‌ها و بحث

شکل ۲، میانگین توان باندهای فرکانسی برای تمامی شرکت‌کنندگان در ۱۲ مرحله ثبت طبق جدول ۱ است. نتایج نشان می‌دهد که هنگام انجام وظایف توسط شرکت‌کنندگان، توان باندهای فرکانسی افزایش می‌یابد، درحالی‌که در دوره‌های استراحت، کاهش قابل توجهی در این توان مشاهده می‌شود. این تغییرات به‌وضوح بازتابی از فعالیت مغزی متفاوت در حالت‌های تمرکز (انجام وظایف) و استراحت است.

پایگاه دادگان مورد استفاده در این مقاله مربوط به انجام پشت سر هم پارادایم‌های ERP، MI و SSVEP است. اگرچه به منظور رفع خستگی و بازیابی توان شرکت‌کنندگان، دوره‌های استراحت در بین وظایف طراحی شده‌اند، اما نتایج نشان می‌دهد

^۲ Real time



شکل (۳) - اختلاف مقادیر نشانگرهای فرکانسی بین دو مرحله متوالی برای الکترودهای Oz، Cz و Fz. مقادیر مثبت نشان دهنده افزایش نشانگرها در حین انجام وظایف است، در حالی که مقادیر منفی کاهش نشانگرها را در دوره‌های استراحت نشان می‌دهد.

نتایج نشان می‌دهد که در وظیفه SSVEP و ERP، باند فرکانسی آلفا در الکتروود Oz (ناحیه پس‌سری) بیشترین تغییرات را نسبت به سایر الکتروودها داشته است. این یافته را می‌توان با نقش حیاتی ناحیه پس‌سری در پردازش اولیه بینایی توجیه کرد، چرا که در این دو وظیفه بخش برانگیخته مستقیماً توسط محرک‌های بینایی فعال می‌شود. از آنجا که این ناحیه مسئول پردازش اولیه بینایی است، افزایش فعالیت در باند آلفا در الکتروود Oz بازتابی از خستگی بینایی شرکت‌کنندگان پس از مواجهه طولانی‌مدت با محرک‌های بینایی می‌باشد. این مشاهدات نشان می‌دهد که خستگی ناشی از SSVEP به صورت ویژه در نواحی بینایی مغز و در باند آلفا که با وضعیت استراحت سیستم بینایی مرتبط است، خود را نشان می‌دهد.

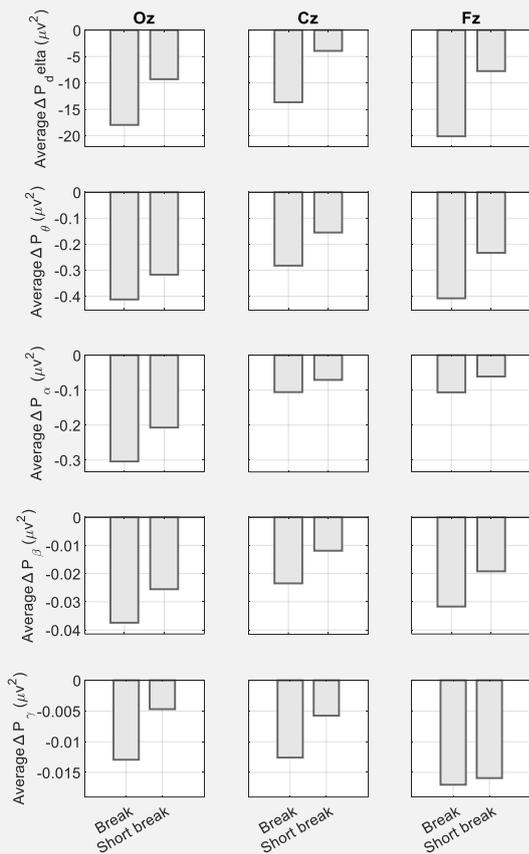
تجمعی امری ضروری است. لازم به تأکید است که این خستگی تجمعی ناشی از انجام متوالی وظایف به ترتیب برای پارادایم‌های ERP، MI و SSVEP به وجود می‌آید.

تحلیل روند تغییرات توان در الکترودهای Oz، Cz و Fz الگوی جالبی را نشان می‌دهد. در باندهای فرکانسی پایین و بالا شامل دلتا، تتا و گاما با حرکت از ناحیه پس‌سری به سمت ناحیه پیشانی، توان افزایش می‌یابد. اما در باندهای فرکانسی میانی شامل آلفا و بتا، این روند معکوس می‌شود، به طوری که هرچه از ناحیه پیشانی به سمت ناحیه پس‌سری حرکت کنیم، توان به طور قابل توجهی بیشتر می‌شود. این یافته‌ها نشان‌دهنده توزیع مکانی متفاوت فعالیت‌های مغزی در باندهای فرکانسی مختلف است.

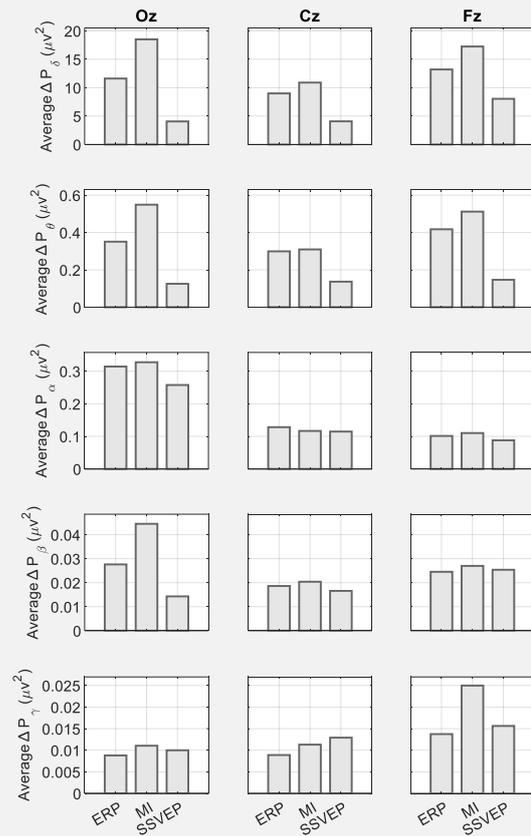
همانطور که در شکل ۳ مشاهده می‌شود، مقایسه اختلاف بین نشانگرها در دو مرحله متوالی نتایج قابل توجهی را نشان می‌دهد. زمانی که اختلاف بین نشانگرهای پس‌از انجام وظیفه نسبت به قبل از آن محاسبه می‌شود، مقدار مثبت و بزرگ‌تر از صفر است که به وضوح بیانگر افزایش نشانگرها در اثر انجام فعالیت است. در مقابل، اختلاف بین نشانگرهای پس‌از استراحت نسبت به قبل از آن، مقدار منفی و کوچک‌تر از صفر را نشان می‌دهد که تاییدکننده کاهش نشانگرها در دوره استراحت می‌باشد.

نتایج نشان می‌دهد که در باندهای فرکانسی تتا، آلفا و بتا، الکتروود Oz بیشترین تغییرات نشانگرها را در مقایسه با الکتروودهای Cz و Fz، هم در حالت استراحت و هم در حین انجام وظایف، از خود نشان می‌دهد. در مقابل، برای باند فرکانسی گاما، الکتروود Fz بیشترین تغییرات نشانگرها را در مقایسه با سایر الکتروودها ثبت کرده است.

همانطور که در شکل ۴ مشاهده می‌شود، میانگین اختلاف نشانگرها قبل و بعد از انجام وظایف مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان می‌دهد که وظیفه تصور حرکتی بیشترین تغییرات را در تمامی نشانگرها ایجاد کرده و موجب افزایش قابل توجه آن‌ها شده است. این یافته حاکی از آن است که تصور حرکتی در مقایسه با سایر وظایف، خسته‌کننده‌تر بوده و بار شناختی بیشتری بر شرکت‌کنندگان تحمیل می‌کند. در رتبه بعدی، پتانسیل مرتبط با رویداد قرار دارد که افزایش محسوسی در نشانگرها ایجاد نموده است. در نهایت، پتانسیل برانگیخته بینایی حالت ماندگار کمترین میزان تغییر در نشانگرها را نشان داده که بیانگر خستگی کمتر شرکت‌کنندگان در این وظیفه نسبت به دو مورد دیگر می‌باشد.



شکل (۵) - میانگین اختلاف مقادیر نشانگرهای فرکانسی قبل و بعد از استراحت شرکت‌کنندگان برای الکترودهای Oz، Cz و Fz. استراحت با مدت زمان بیشتر موجب می‌شود خستگی کاهش بیشتری داشته باشد.



شکل (۴) - میانگین اختلاف مقادیر نشانگرهای فرکانسی قبل و بعد از انجام وظایف برای الکترودهای Oz، Cz و Fz به تفکیک پارادایم‌های BCI. پارادایم تصور حرکتی در مقایسه با سه پارادایم دیگر باعث خستگی بیشتری می‌شود.

مقایسه نتایج دو دوره استراحت (۳ دقیقه‌ای و ۱۰ دقیقه‌ای) در شکل ۵ نشان می‌دهد که اگرچه هر دو منجر به کاهش نشانگرهای خستگی شده‌اند، اما کاهش در استراحت ۱۰ دقیقه‌ای به مراتب بیشتر بوده است، که بیانگر رابطه مستقیم بین مدت زمان استراحت و میزان کاهش خستگی می‌باشد. این یافته از یک سو تأیید می‌کند که فرآیندهای بازیابی مغز نیازمند زمان کافی هستند و استراحت‌های کوتاه مدت اگرچه مفیدند، برای بازگشت کامل به حالت پایه کافی نیستند، و از سوی دیگر اهمیت طراحی مناسب فواصل استراحت در آزمایش‌های طولانی مدت را برجسته می‌سازد، چرا که استراحت‌های کافی هم بر کیفیت داده‌ها تأثیرگذار است و هم رفاه شرکت‌کنندگان را تضمین می‌کند.

همانطور که در جدول ۲ مشاهده می‌شود، پارادایم SSVEP بالاترین نرخ انتقال اطلاعات را در مقایسه با سایر پارادایم‌های رابط مغز-رایانه دارد. در مقابل، در پارادایم ERP به دلیل ماهیت آزمایش که نیازمند نمایش تمام محرک‌ها و فعال شدن تنها

همانطور که در شکل ۵ مشاهده می‌شود، میانگین اختلاف مقادیر نشانگرها قبل و بعد از دو دوره استراحت (یک استراحت کوتاه ۳ دقیقه‌ای و یک استراحت طولانی‌تر ۱۰ دقیقه‌ای) نمایش داده شده است. نتایج نشان می‌دهد که در تمامی نشانگرها و الکترودها، میانگین این اختلاف مقداری منفی (کوچکتر از صفر) بوده است. این کاهش حاکی از آن است که هر دو دوره استراحت، صرف نظر از مدت زمانشان، منجر به کاهش نشانگرهای خستگی شده‌اند. یافته فوق به روشنی تأیید می‌کند که استراحت‌های بین وظایف، حتی به مدت کوتاه، در کاهش سطح خستگی شرکت‌کنندگان موثر بوده و به بازیابی توان شناختی آن‌ها کمک کرده است.

مربوط به دوره‌های استراحت است. مقایسه میانگین قبل و بعد از خط‌های ممتد خاکستری کاهش طیف توان را نشان می‌دهد. با این حال، همانطور که در تحلیل نشانگرهای فرکانسی نیز مشخص شد، میزان این کاهش به اندازه‌ای نیست که بتواند وضعیت اولیه شرکت‌کنندگان را به طور کامل بازیابی کند. این الگوی تناوبی افزایش و کاهش ناقص توان، به وضوح اثر تجمعی خستگی را در طول آزمایش‌ها نشان می‌دهد و حاکی از آن است که دوره‌های استراحت فعلی برای بازگشت کامل به حالت پایه کافی نیستند.

شکل ۱۷ اختلاف بین میانگین طیف توان در دو مرحله متوالی را نشان می‌دهد. مشاهده می‌شود که هنگام انجام وظایف، اختلاف مقدار عددی بزرگ‌تر از صفر است که نشان‌دهنده افزایش معنادار در طیف فرکانسی سیگنال‌های مغزی است. این افزایش می‌تواند ناشی از فعالیت عصبی بیشتر و در نتیجه خستگی کاربر در حین انجام تکلیف باشد. در مقابل، در دوره‌های استراحت، اختلاف مقدار عددی کمتر از صفر ثبت شده است که بیانگر کاهش طیف فرکانسی است. این کاهش نشان می‌دهد استراحت منجر به بازگشت نسبی فعالیت مغز به حالت پایه و کاهش سطح خستگی شده است.

نتایج نشان می‌دهد که تغییرات طیف توان ناشی از خستگی در محدوده‌های فرکانسی مختلف، الگوی یکسانی را دنبال نمی‌کنند. در حین انجام وظایف، باندهای فرکانسی پایین (تتا و آلفا) به طور معناداری افزایش توان را نشان می‌دهند که نشانگر حساسیت بیشتر این محدوده‌ها به خستگی است.

نتایج نشان می‌دهد الگوی تغییرات فرکانسی ناشی از خستگی در نواحی مختلف مغز رفتار متفاوتی از خود نشان می‌دهد. در الکتروود پس‌سری (Oz)، افزایش معنادار توان عمدتاً در محدوده فرکانسی پایینی باند آلفا (۸-۱۰ هرتز) مشاهده می‌شود که ناشی از خستگی بینایی پس از انجام تکالیف بینایی بوده و بازتاب‌دهنده فعالیت قشر پس‌سری است. در مقابل، در الکتروود پیشانی (Fz) تغییرات عمدتاً در محدوده باند تتا (۴-۸ هرتز) رخ می‌دهد که می‌تواند مرتبط با خستگی شناختی و کاهش سطح توجه باشد و نشان‌دهنده فعالیت نواحی پیشانی مغز در فرآیندهای کنترل توجه و تصمیم‌گیری است.

یک هدف (فلاشر) است، پنجره‌های زمانی طولانی‌تری انتخاب می‌شوند. همچنین در تصور حرکتی، کم بودن تعداد هدف‌ها و صحت تشخیص پایین منجر به ITR بسیار کم می‌شود.

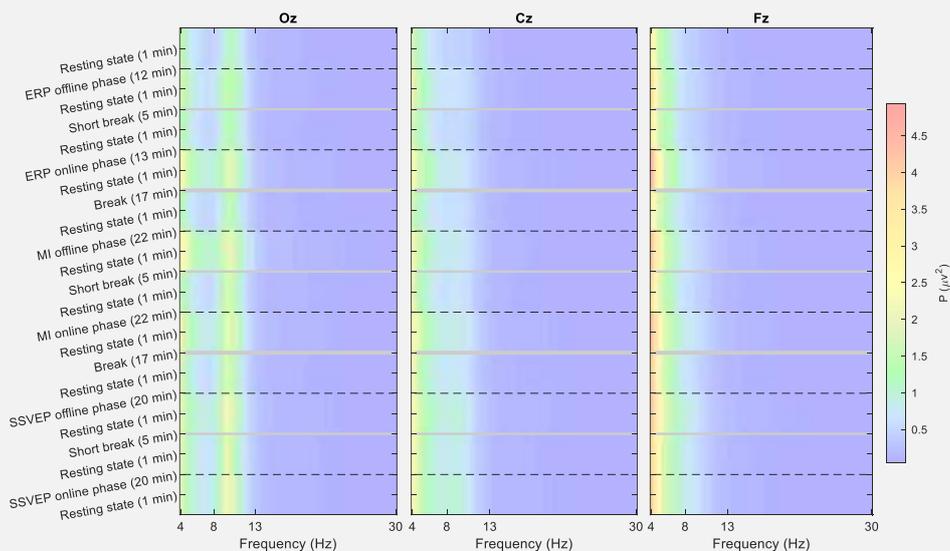
در مطالعات اخیر بالاترین مقدار ITR در سیستم‌های SSVEP با پنجره‌های زمانی کمتر از ۱ ثانیه و استفاده از ۴۰ محرک بینایی در کاربردهای املا کلمات به دست آمده است [۳۲-۳۴] که نشان‌دهنده کارایی بالای این روش در انتقال اطلاعات است.

همانطور که نتایج نشان می‌دهد، ITR معیار کلیدی برای سنجش کارایی سیستم‌های BCI در کاربردهای عملی است. با توجه به برتری SSVEP در دستیابی به ITR بالاتر، به ویژه در مقایسه با پارادایم‌های ERP و MI، این سیستم از پتانسیل بیشتری برای پیاده‌سازی در کاربردهای عملی برخوردار است.

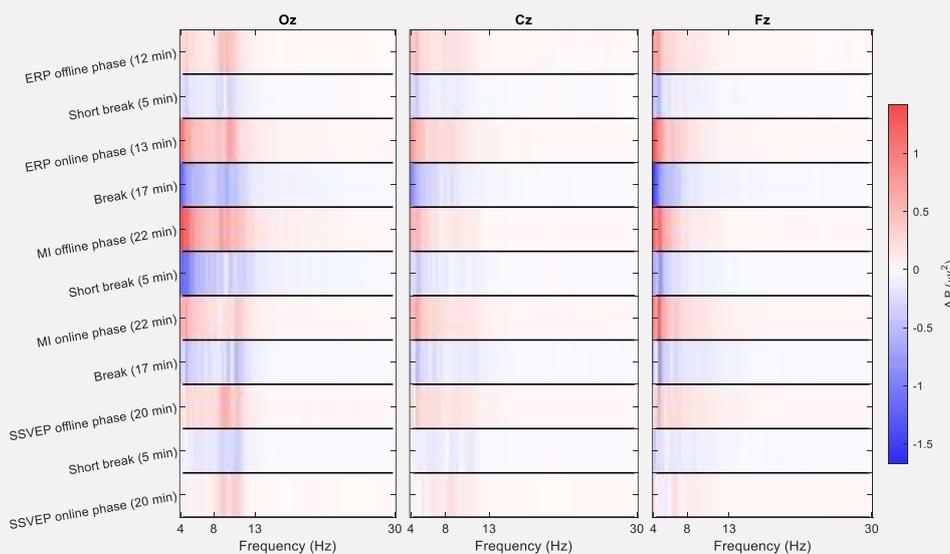
جدول (۲) - نمایش نرخ انتقال اطلاعات، اندازه پنجره زمانی، تعداد هدف‌ها و صحت تشخیص هدف. SSVEP در مقایسه با پارادایم‌های دیگر ITR، BCI، بیشتری دارد.

پارادایم	تعداد هدف‌ها	پنجره زمانی (ثانیه)	روش طبقه‌بندی	ACC (درصد)	ITR (بیت بر دقیقه)
ERP	۳۶	۱۳	MA	۹۶/۸	۲۲/۱۶۰۶
MI	۲	۱/۵	CSP-cv	۷۱/۱۵	۵/۳۲۹۰
SSVEP	۴	۲/۴	CCA	۹۵/۲	۴۱/۱۵۲۱

همانطور که در شکل ۶ مشاهده می‌شود، میانگین طیف توان در محدوده فرکانسی ۴ تا ۴۸ هرتز بر اساس ترتیب ثبت‌های پایگاه داده نمایش داده شده است. در شکل ۶، خط چین مشکی مربوط به دوره‌های انجام وظایف است. مقایسه میانگین قبل و بعد از خط چین مشکی با افزایش مشخصی در میانگین طیف توان همراه است که بیانگر خسته شدن شرکت‌کنندگان است، در حالی که خطوط ممتد خاکستری



شکل (۶) - میانگین طیف توان برای الکترودهای Oz، Cz و Fz، قبل و بعد از انجام وظایف BCI به ترتیب در جدول ۱. خط‌چین‌های مشکی رنگ مربوط به وظیفه‌های BCI هستند و خط‌های ممتد خاکستری مراحل استراحت هستند.



شکل (۷) - اختلاف مقادیر میانگین طیف توان بین دو مرحله متوالی. رنگ قرمز نشان‌دهنده افزایش طیف (حین انجام وظایف BCI) و رنگ آبی کاهش طیف (دوره استراحت) است.

۴- نتیجه‌گیری

در این پژوهش، خستگی کاربران در سه پارادایم اصلی BCI (ERP، MI و SSVEP) با استفاده از نشانگرهای فرکانسی مورد مقایسه قرار گرفت. همچنین عملکرد این پارادایم‌ها با معیار نرخ ITR ارزیابی و مقایسه شد.

نشانگرهای فرکانسی معیارهای قابل اعتمادی برای ارزیابی و نمایش سطح خستگی کاربران محسوب می‌شوند. نتایج به

این تفاوت‌های منطقه‌ای نه تنها اهمیت در نظر گرفتن موقعیت الکترودها در تحلیل پدیده خستگی را برجسته می‌سازد، بلکه نشان می‌دهد که مکانیسم‌های عصبی مرتبط با خستگی در مناطق مختلف مغز به صورت متمایزی عمل می‌نمایند. چنین یافته‌هایی لزوم به‌کارگیری رویکردهای تحلیلی چندمنطقه‌ای و توجه به ویژگی‌های آناتومیک مغز را در مطالعات آینده سیستم‌های رابط مغز-رایانه بیش از پیش آشکار می‌سازد.

می‌سازد، و در نهایت منجر به افزایش قابلیت اطمینان و اعتبار نتایج پژوهش می‌شود. چنین تغییری در پروتکل آزمایش می‌تواند کیفیت کلی داده‌های BCI را به میزان قابل توجهی بهبود بخشد.

۵- مراجع

- [1] 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.
- [۲] هاشمی پطودی، سید حسین، مالکی، علی. ایجاد سیگنال ساختگی پتانسیل برانگیخته دیداری حالت ماندگار با نسبت سیگنال به نویز مشخص. *نشریه‌ی علمی مهندسی پزشکی زیستی*. ۱۴۰۳، ۱۸(۳): ۲۷۱-۲۸۰.
- [3] Kumar MK, Parameshachari BD, Prabu S, liberata Ullo S. Comparative analysis to identify efficient technique for interfacing BCI system. In *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering 2020 Sep 1 (Vol. 925, No. 1, p. 012062)*. IOP Publishing.
- [4] Hameed I, Khan DM, Ahmed SM, Aftab SS, Fazal H. Enhancing motor imagery EEG signal decoding through machine learning: A systematic review of recent progress. *Computers in Biology and Medicine*. 2025 Feb 1;185:109534.
- [5] Lopez-Brull A, Perez-Dominguez B, Plaza-Carrasco M, Blasco-Ortiz C, Navarro-Ribera B, Casaña J, Mohedo ED, Nahon I. Online Graded Motor Imagery Is Effective in Women Diagnosed With Pelvic Pain: A Randomized Controlled Trial. *Physical Therapy*. 2025 Feb;105(2):pzae164.
- [6] Sadeghi S, Maleki A. Recent advances in hybrid brain-computer interface systems: a technological and quantitative review. *Basic and clinical neuroscience*. 2018 Sep 1;9(5):373.
- [۷] دنکوب، یاسمن، مالکی، علی. کنترل زاویه مفصل آرنج مجازی با استفاده از رابط مغز-رایانه مبتنی بر SSVEP. *نشریه‌ی علمی مهندسی پزشکی زیستی*. ۱۴۰۲، ۱۷(۴): ۳۲۱-۳۳۰.
- [8] Sadeghi S, Maleki A. Character encoding based on occurrence probability enhances the performance of SSVEP-based BCI spellers. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2020 Apr 1;58:101888.
- [9] Liu J. The impact of brand longevity on consumers' purchase intention: An ERP study. *Neuroscience Research*. 2025 Apr 15.
- [10] Stróžak P, Leynes PA, Taurogiński K. Perceptual fluency affects recognition memory under deep encoding conditions promoting recollection: Evidence from an ERP study using letter-segregated method. *International Journal of Psychophysiology*. 2025 Feb 1;208:112506.
- [11] 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.
- [12] 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.
- [13] Fu R, Feng X, Wang S, Shi Y, Jia C, Zhao J. Control of the robotic arm system with an SSVEP-based BCI.

وضوح نشان می‌دهند که افزایش معنادار این نشانگرها مستقیماً با افزایش سطح خستگی کاربران مرتبط است. در مقابل، کاهش میزان نشانگرهای فرکانسی در دوره‌های استراحت، بیانگر کاهش سطح خستگی و بازیابی نسبی توان کاربران می‌باشد. در میان پارادایم‌های مورد بررسی، SSVEP دارای دو مزیت است. اولاً باعث ایجاد خستگی کمتری در کاربران می‌شود و ثانیاً نرخ انتقال اطلاعات بالاتری دارد. این ویژگی‌های متمایز، SSVEP را به گزینه‌ای ایده‌آل برای کاربردهای عملی تبدیل کرده است. در مقابل، پارادایم MI هم از نظر ITR عملکرد ضعیف‌تری دارد و هم میزان خستگی بیشتری در کاربران ایجاد می‌کند، که این موضوع کاربردهای آن را در محیط‌های واقعی محدود می‌سازد.

در این مطالعه، به شرکت‌کنندگان پس از انجام هر تکلیف BCI دوره‌های استراحت اختصاص داده شد تا امکان بازگشت به سطح پایه عملکرد را داشته باشند. افزایش مدت زمان استراحت منجر به کاهش سطح خستگی می‌شود. با این حال، طول دوره‌های استراحت در طراحی این پایگاه داده به اندازه‌ای نبود که بازیابی کامل توان اولیه کاربران محقق شود. این محدودیت ممکن است بر نتایج مربوط به ارزیابی خستگی تأثیر گذاشته باشد.

در پژوهش‌های پیشین، الکترودهای ناحیه پس‌سری به عنوان مکان‌های اصلی برای ارزیابی خستگی انتخاب شده‌اند. این انتخاب عمدتاً به دلیل ماهیت بینایی محرک‌ها در پارادایم SSVEP بوده است. با این حال، یافته‌های جدید نشان می‌دهد که الکترودهای سایر نواحی مغزی نیز می‌توانند سهم قابل توجهی در ارزیابی دقیق‌تر خستگی داشته باشند.

در پایگاه داده مورد استفاده در این مقاله، پارادایم‌های مختلف BCI شامل ERP، MI و SSVEP به صورت متوالی و در یک جلسه آزمایشی ثبت شده‌اند. این روش ثبت داده‌ها باعث ایجاد خستگی تجمعی در کاربران می‌شود. به ویژه زمانی که شرکت‌کنندگان به آخرین مرحله آزمایش (پارادایم SSVEP) می‌رسند، به دلیل خستگی انباشته شده در طول انجام تکالیف قبلی، از حالت اولیه خود فاصله می‌گیرند که این امر می‌تواند بر کیفیت و قابلیت اطمینان داده‌های جمع‌آوری شده تأثیر منفی بگذارد.

برای حل این چالش، ثبت داده‌های هر پارادایم در روزهای مجزا انجام پذیرد. این رویکرد دارای مزایای متعددی است: اولاً به کاربران امکان استراحت کافی بین جلسات مختلف را می‌دهد، ثانیاً از بروز خستگی تجمعی جلوگیری می‌کند، ثالثاً شرایط بهینه‌تری برای ثبت داده‌های هر پارادایم فراهم



- NeuroEngineering and Rehabilitation. 2024 Apr 24;21(1):61.
- [27] Benda M, Stawicki P, Gemblar F, Rezeika A, Saboor A, Volosyak I. SSVEP-based BCI performance and objective fatigue under different background conditions. In 2018 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC) 2018 Oct 7 (pp. 1116-1121). IEEE.
- [28] Zhao C, Zhao M, Liu J, Zheng C. Electroencephalogram and electrocardiograph assessment of mental fatigue in a driving simulator. *Accident Analysis & Prevention*. 2012 Mar 1;45:83-90.
- [29] Cao T, Wan F, Wong CM, da Cruz JN, Hu Y. Objective evaluation of fatigue by EEG spectral analysis in steady-state visual evoked potential-based brain-computer interfaces. *Biomedical engineering online*. 2014 Dec;13:1-3.
- [30] 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.
- [31] Hsu BW, Wang MJ. Evaluating the effectiveness of using electroencephalogram power indices to measure visual fatigue. *Perceptual and motor skills*. 2013 Feb;116(1):235-52.
- [32] Wang X, Liu A, Wu L, Li C, Liu Y, Chen X. A generalized zero-shot learning scheme for SSVEP-based BCI system. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2023 Jan 10;31:863-74.
- [33] Lan W, Wang R, He Y, Zong Y, Leng Y, Iramina K, Zheng W, Ge S. Cross domain correlation maximization for enhancing the target recognition of ssvp-based brain-computer interfaces. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2023 Aug 28;31:3545-55.
- [34] Guney OB, Oblokulov M, Ozkan H. A deep neural network for ssvp-based brain-computer interfaces. *IEEE transactions on biomedical engineering*. 2021 Sep 8;69(2):932-44.
- Measurement Science and Technology. 2024 Feb 13;35(5):055702.
- [14] Li M, Chen X, Cui H. A high-frequency SSVEP-BCI system based on simultaneous modulation of luminance and motion using intermodulation frequencies. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2023 May 30;31:2603-11.
- [15] Chen C, Li K, Wu Q, Wang H, Qian Z, Sudlow G. EEG-based detection and evaluation of fatigue caused by watching 3DTV. *Displays*. 2013 Apr 1;34(2):81-8.
- [۱۶] شیخی‌وند، سبحان، موسوی، یوسفی رضایی، توحید. تشخیص خودکار خستگی راننده با استفاده از سیگنال‌های EEG بر اساس شبکه‌های یادگیری عمیق. *نشریه‌ی علمی مهندسی پزشکی زیستی*، ۱۳۹۹، ۱۴ (۳): ۱۷۹-۱۹۳
- [۱۷] آزادی‌مقدم، مانده، مالکی، علی. ارزیابی خستگی با استفاده از ویژگی‌های فرکانسی در رابط مغز-رایانه مبتنی بر SSVEP. *نشریه‌ی علمی مهندسی پزشکی زیستی*، ۱۴۰۱، ۱۶ (۳): ۲۱۹-۲۲۹
- [18] Zou B, Liu Y, Guo M, Wang Y. EEG-based assessment of stereoscopic 3D visual fatigue caused by vergence-accommodation conflict. *Journal of Display Technology*. 2015 Jun 30;11(12):1076-83. Peng Y, Wong CM, Wang Z, Rosa AC, Wang HT, Wan F. Fatigue detection in SSVEP-BCIs based on wavelet entropy of EEG. *Ieee Access*. 2021 Jul 26;9:114905-13.
- [19] Jap BT, Lal S, Fischer P, Bekiaris E. Using EEG spectral components to assess algorithms for detecting fatigue. *Expert Systems with Applications*. 2009 Mar 1;36(2):2352-9.
- [20] Mun S, Park MC, Park S, Whang M. SSVEP and ERP measurement of cognitive fatigue caused by stereoscopic 3D. *Neuroscience letters*. 2012 Sep 13;525(2):89-94.
- [21] Hu J, Liu F, Wang P. EEG-based multiple entropy analysis for assessing driver fatigue. In 2019 5th International Conference on Transportation Information and Safety (ICTIS) 2019 Jul 14 (pp. 1290-1294). IEEE.
- [22] Seo SP, Lee MH, Williamson J, Lee SW. Changes in fatigue and EEG amplitude during a longtime use of brain-computer interface. In 2019 7th International Winter Conference on Brain-Computer Interface (BCI) 2019 Feb 18 (pp. 1-3). IEEE.
- [23] Zheng X, Xu G, Zhang Y, Liang R, Zhang K, Du Y, Xie J, Zhang S. Anti-fatigue performance in SSVEP-based visual acuity assessment: a comparison of six stimulus paradigms. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2020 Jul 31;14:301.
- [24] Xie J, Xu G, Wang J, Li M, Han C, Jia Y. Effects of mental load and fatigue on steady-state evoked potential based brain computer interface tasks: a comparison of periodic flickering and motion-reversal based visual attention. *PLoS one*. 2016 Sep 22;11(9):e0163426.
- [25] Diez P, Orosco L, Garcés Correa A, Carmona L. Assessment of visual fatigue in SSVEP-based brain-computer interface: a comprehensive study. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2024 May;62(5):1475-90.
- [26] Keough JR, Irvine B, Kelly D, Wrightson J, Comaduran Marquez D, Kinney-Lang E, Kirton A. Fatigue in children using motor imagery and P300 brain-computer interfaces. *Journal of*