



Fatigue Assessment using Frequency Features in SSVEP-based Brain-Computer Interfaces

Azadi Moghadam, Maedeh¹ / Maleki, Ali^{2*}

¹ - Ph.D. Student, Biomedical Engineering Department, Semnan University, Semnan, Iran

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

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2023.560724.1794

Received: 22 August 2022

Revised: 7 February 2023

Accepted: 20 March 2023

KEYWORDS

Brain-Computer Interface
SSVEP
Fatigue Assessment
Frequency Indices

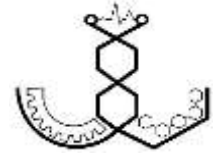
ABSTRACT

A significant challenge in moving SSVEP-based BCIs from the laboratory into real-life applications is that the user may suffer from fatigue. Prolonged execution of commands in a BCI system can cause mental fatigue and, as a result, create dissatisfaction in the user and reduce the system's efficiency. The first step to studying and ultimately reducing the destructive effects of fatigue is to identify the level of fatigue. Although frequency indices have been used for fatigue evaluation, the results of previous research in this field are inconsistent. Therefore, there is no detailed and comprehensive investigation of how fatigue affects frequency indices. In this paper, the evaluation of frequency-domain fatigue indicators has been done accurately and comprehensively. For this purpose, nine visual stimuli with different flickering frequencies were displayed to the subject, and they were asked to pay attention to the target cue. The visual stimulation presented continuously, without rest to ensure that the fatigue occurs at the end of the test. Mean amplitude of theta, alpha, and beta bands, and 4-30 Hz frequency band segments with 1 Hz, 2 Hz, and 4 Hz steps were evaluated as fatigue indices. The results show that the mean amplitude of the frequency band of 8-9 Hz is more suitable for fatigue evaluation. This index has the most changes with fatigue in a state of wakeful relaxation of the subject and the mental effort to maintain the level of alertness in the fatigue state.

***Corresponding Author**

| | | | |
|--------------------|--|------------|-----------------|
| Address | Biomedical Engineering Department, Semnan University, Semnan, Iran | | |
| Postal Code | 35131-19111 | Tel | +98-23-31532684 |
| E-Mail | amaleki@semnan.ac.ir | Fax | +98-23-31532684 |





ارزیابی خستگی با استفاده از ویژگی‌های فرکانسی در رابط مغز-رایانه مبتنی بر SSVEP

آزادی‌مقدم، مائده^۱ / مالکی، علی^{۲*}

^۱ - دانشجوی دکتری، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران

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

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2023.560724.1794

پذیرش: ۲۹ اسفند ۱۴۰۱

بازنگری: ۱۸ بهمن ۱۴۰۱

ثبت در سامانه: ۳۱ مرداد ۱۴۰۱

چکیده

برای این که کاربرد رابط مغز-رایانه (BCI) مبتنی بر پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی حالت ماندگار (SSVEP) از آزمایشگاه به زندگی واقعی منتقل شود، خستگی به عنوان یک چالش جدی مطرح است. اجرای طولانی‌مدت فرمان‌ها در یک سیستم BCI می‌تواند منجر به خستگی ذهنی سوژه و در نتیجه ایجاد نارضایتی و کاهش کارایی سیستم شود. اولین قدم برای کاهش اثرات نامطلوب خستگی، داشتن شاخصی کمی برای خستگی است. اگر چه شاخص‌های فرکانسی جزء پرکاربردترین شاخص‌های ارزیابی خستگی است اما نتایج پژوهش‌های پیشین در این زمینه با یکدیگر هم‌سو نیستند. از این رو جای بررسی دقیق و جامعی برای چگونگی اثر خستگی بر شاخص‌های فرکانسی خالی است. در این مقاله تمام شاخص‌های فرکانسی خستگی معرفی شده در مطالعات گذشته و دامنه‌ی طیف زیرباند‌های فرکانسی به طول ۱، ۲ و ۴ هرتز برای اولین بار به منظور بررسی دقیق‌تر، ارزیابی شده است. بدین منظور تحریک بینایی با استفاده از ۹ نشانه با فرکانس‌های مختلف برای سوژه‌ها نمایش داده شده و از آن‌ها خواسته شده است که به نشانه‌ی هدف توجه کنند. تحریک بینایی به صورت پیوسته و بدون استراحت بوده تا از خسته شدن سوژه‌ها در انتهای آزمون اطمینان حاصل شود. به منظور ارزیابی خستگی، از شاخص‌های فرکانسی متوسط دامنه‌ی باندهای فرکانسی تتا، آلفا، بتا و بخش‌های باند فرکانسی ۴-۳۰ هرتز با گام‌های ۱، ۲ و ۴ هرتز استفاده شده است. نتایج نشان می‌دهد که متوسط دامنه‌ی باند فرکانسی ۸-۹ هرتز شاخص مناسب‌تری برای ارزیابی خستگی است. این ویژگی به دلیل عدم تمرکز سوژه و تلاش ذهنی برای حفظ سطح هوشیاری بیش‌ترین تغییرات را با خستگی دارد.

واژه‌های کلیدی

رابط مغز-رایانه
پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی
حالت ماندگار
ارزیابی خستگی
شاخص‌های فرکانسی

*نویسنده‌ی مسئول

| | |
|---------------|--|
| نشانی | گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران |
| کد پستی | ۳۵۱۳۱-۱۹۱۱۱ |
| پست الکترونیک | amaleki@semnan.ac.ir |
| دورنگار | +۹۸-۲۳-۳۱۵۳۲۶۸۴ |
| تلفن | +۹۸-۲۳-۳۱۵۳۲۶۸۴ |



۱- مقدمه

سیستم رابط مغز-رایانه^۱ (BCI) یک راه ارتباط مستقیم بین مغز افراد و رایانه ایجاد می‌کند. این فناوری می‌تواند به افراد سالم و معلول کمک کند تا با استفاده از سیگنال‌های قشر مغز، یک دستگاه خارجی را کنترل نمایند [۱].

سیستم‌های BCI مبتنی بر پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی حالت ماندگار^۲ (SSVEP) دارای مزایایی مانند نسبت سیگنال به نویز^۳ (SNR) بالا، نرخ انتقال اطلاعات^۴ (ITR) بالا [۲] و نیاز کم‌تر به آموزش در مقایسه با سایر انواع BCI غیرتهاجمی هستند [۳].

با این حال در این سیستم‌ها معایبی از جمله خستگی سوژه وجود دارد. برای دریافت سیگنال‌های SSVEP، سوژه باید روی محرک‌های بینایی سوسوزن تمرکز کند که این نوع آزمایش و تحریک بینایی می‌تواند باعث خستگی سوژه شود [۴].

در مطالعات پیشین برای کاهش خستگی تکنیک‌هایی مانند استفاده از پارادایم‌های مختلف تحریک [۵، ۶]، فرکانس‌های تحریک مختلف [۷] و ... بررسی شده است تا امکان کاهش خستگی سوژه حین انجام کار فراهم شود. خستگی منجر به کاهش عمل کرد سوژه می‌شود بنابراین برای کاهش خستگی و بهبود عمل کرد سیستم، ارزیابی خستگی بسیار اهمیت دارد.

یکی از روش‌های مورد استفاده برای ارزیابی خستگی، تکمیل پرسش‌نامه توسط سوژه است [۳، ۵، ۷]. از جمله محدودیت‌های این روش، عدم امکان استفاده از آن در سیستم‌های BCI آنلاین است. همچنین ممکن است سوژه به هدف پرسش‌گر پی ببرد و طبق نظر او به پرسش‌ها پاسخ دهد [۸]. ارزیابی خستگی با سیگنال‌های فیزیولوژیکی مانند سیگنال الکتروانسفالوگرام^۵ (EEG) مناسب‌ترین روش برای سیستم‌های BCI است.

سیگنال EEG اغلب به عنوان ورودی در سیستم‌های BCI در نظر گرفته می‌شود. بر اساس تفاوت در محدوده‌ی فرکانس در سیگنال EEG می‌توان ۶ ریتم مغزی را از یکدیگر تشخیص داد. ریتم دلتا (δ) در محدوده‌ی ۰/۵ تا ۴ هرتز معمولاً در هنگام خواب عمیق در کودکان یا افراد مبتلا به اختلالات مغزی ایجاد می‌شود. ریتم تتا (θ) در محدوده‌ی ۴ تا ۸ هرتز، بیش‌تر از نواحی گیج‌گاهی و آهیانه‌ای به دست می‌آید و در کودکان و برخی بزرگسالان در زمانی که فرد خواب‌آلود است و کاهش توجه و تمرکز دارد افزایش می‌یابد [۶]. ریتم آلفا (α) در محدوده‌ی ۸ تا ۱۳ هرتز از لوب‌های پس‌سری ثبت می‌شود. این ریتم در هنگام خواب به طور کامل از بین رفته و در حالت

آرامش در بیداری، در حالت خواب‌آلود اما بیدار و خستگی ناشی از تلاش ذهنی برای حفظ هوشیاری افزایش می‌یابد [۹]. ریتم بتا (β) در محدوده‌ی ۱۳ تا ۳۰ هرتز، اغلب از نواحی جداری و جلویی به دست می‌آید. این امواج در زمان هوشیاری، برانگیختگی و هیجان رخ می‌دهد [۲۳].

اخیراً در برخی از مطالعات، شاخص‌هایی بر اساس طیف فرکانسی حاصل از تبدیل فوریه‌ی سریع^۶ (FFT) به عنوان شاخص‌های خستگی پیشنهاد و بررسی شده است. این شاخص‌ها بر اساس دامنه‌ی طیف امواج مغزی دلتا، تتا، آلفا و بتا و ترکیب آن‌ها هستند. ترکیب شاخص‌های فرکانسی به صورت جمع یا نسبت دامنه‌ی طیف امواج مغزی با هدف بازنمایی بهتر شاخص‌های خستگی محاسبه می‌شود.

در مطالعه‌ی [۵] از پارادایم‌های تحریک مختلفی مانند کرکره^۷ عمودی و افقی (به صورت سینوسی و پالس خاموش و روشن)، تحریک شطرنجی و دایره‌های تمرکز برای تحریک بینایی استفاده شده است. هدف از این کار تعیین مناسب‌ترین تحریک بینایی با کم‌ترین میزان خستگی است. به منظور ارزیابی خستگی، مجموع دامنه‌ی طیف باند فرکانسی آلفا و تتا محاسبه شده و شاخص $\alpha+\theta$ به عنوان شاخص خستگی مطرح شده است. نتایج نشان می‌دهد که خستگی سوژه منجر به افزایش شاخص فرکانسی شده است.

در مطالعه‌ی [۶] از فرکانس ۱۵ هرتز برای تحریک بینایی استفاده شده است. هدف از این مطالعه، مقایسه بین خستگی ایجاد شده توسط تحریک بینایی ثابت و تحریک بینایی متحرک است. ارزیابی خستگی با استفاده از دامنه‌ی طیف فرکانسی α ، θ و ترکیب آن‌ها به صورت $\theta+\alpha$ انجام شده است. عمل‌گرهای جمع و تقسیم بیان‌گر آن است که دامنه‌ی طیف باندهای فرکانسی مورد نظر باید با یکدیگر جمع یا بر هم تقسیم شوند. با خستگی سوژه دامنه‌ی طیف باند فرکانسی α و $\theta+\alpha$ به صورت معنی‌دار افزایش یافته اما تغییرات معنی‌داری در توان باند فرکانسی θ مشاهده نشده است.

در مطالعه‌ی [۹] از دامنه‌ی باند فرکانسی δ ، θ ، α و β و شاخص‌های نسبت دامنه‌ی باند فرکانسی θ/α و $(\theta+\alpha)/\beta$ برای ارزیابی خستگی استفاده شده است. با افزایش سطح خستگی، افزایش دامنه‌ی باند فرکانسی α و $(\theta+\alpha)/\beta$ و کاهش دامنه‌ی باند فرکانسی θ/α گزارش شده است. همچنین به تاثیر خستگی بر SNR نیز اشاره شده است.

^۵ Electroencephalogram

^۶ Fast Fourier Transform

^۷ Grating

^۱ Brain Computer Interface

^۲ Steady State Visual Evoked Potential

^۳ Signal to Noise Ratio

^۴ Information Transfer Rate



در این مقاله شاخص‌های فرکانسی در شرایطی که با اعمال تحریک پیوسته و طولانی‌مدت، بروز خستگی در سوژه تضمین شده، ارزیابی و مقایسه شده است. در ادامه‌ی این مقاله در بخش ۲ پروتکل انجام آزمایش، ثبت سیگنال و روش‌های پردازش سیگنال‌های ثبت شده مطرح شده و در بخش ۳ و ۴ نتایج به دست آمده ارائه شده و مورد بررسی قرار گرفته است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- مجموعه‌ی آزمایشگاهی

برای ثبت سیگنال EEG از یک سیستم الکتروانسفالوگرافی WEEG32 ساخت شرکت بایامد استفاده شده که دارای تقویت کننده‌ی ۳۲ کاناله و الکترودهای غیرفعال است. نحوه‌ی الکتروگذاری منطبق با سیستم بین‌المللی ۲۰-۱۰ و با استفاده از ۵ الکترودهای $O_1, O_2, O_z, FP_1, FP_2$ انجام شده است. با توجه به این که برای دریافت SSVEP، از سیگنال EEG ناحیه‌ی پس‌سری استفاده شده، از ۳ الکترودهای پس‌سری O_1, O_2, O_z و برای حذف آرتیفکت پلک زدن از ۲ الکترودهای FP_1, FP_2 استفاده شده است [۲۲]. الکترودهای زمین و مرجع نیز به ترتیب در AFz و نرمه‌ی گوش سمت چپ قرار داده شده است. در این مطالعه فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۰ هرتز است.

یک مکان آرام و بدون سر و صدا برای انجام آزمون در نظر گرفته شده است. محل نشستن افراد به نحوی طراحی شده است که فاصله‌ی آن‌ها با صفحه‌ی نمایش‌گر ۷۰ سانتی‌متر باشد. تحریک‌های بینایی با استفاده از یک نمایش‌گر ۱۵/۶ اینچی با نرخ نوسازی ۶۰ هرتز و جعبه‌ایز Psychophysics متلب ایجاد شده و به سوژه‌ها نشان داده شده است [۲۰].

۲-۲- شرکت کنندگان و معیارهای ورود/خروج

به منظور تعیین افراد شرکت کننده در آزمون، معیارهایی از حالت عمومی، حالت جسمی، حالت ذهنی و انگیزشی سوژه‌ها قبل از انجام آزمون بررسی شده و در صورت صحت آن‌ها، افراد در آزمون شرکت داده شده‌اند. این معیارها به صورت زیر است. ۱- افراد بینایی طبیعی داشته باشند. ۲- اختلال عصبی و روانی نداشته باشند. ۳- تحت درمان دارویی نباشند. ۴- از نظر جسمی توانایی انجام کارهای مختصر را داشته باشند. ۵- برای انجام کاری هراس و دلهره نداشته باشند. ۶- شب قبل به میزان طبیعی خوابیده باشند و کم‌خوابی نداشته باشند.

در مطالعه‌ی [۳] از شاخص‌های دامنه‌ی طیف باندهای فرکانسی δ, θ, α و β برای ارزیابی خستگی با استفاده از ۱۱ سوژه استفاده شده است و این شاخص‌ها توانستند به ترتیب با صحت ۷۱/۲، ۵۹/۱، ۶۲/۹، ۷۴/۲ درصد افراد خسته را از هوشیار طبقه‌بندی کنند. نتایج نشان می‌دهد که با خستگی سوژه، تمام این شاخص‌های فرکانسی افزایش یافته است. در مطالعه‌ی [۷] از شاخص‌های مختلف مبتنی بر دامنه‌ی باندهای فرکانسی δ, θ, α و β ، شاخص‌های نسبت دامنه‌ی باندهای فرکانسی مختلف و شاخص آنتروپی نمونه^۱ برای ارزیابی خستگی سوژه استفاده شده است.

از شاخص‌های خستگی بر مبنای طیف فرکانسی برای ارزیابی خستگی حین رانندگی [۱۰] و مشاهده‌ی تلویزیون 3D [۱۱] نیز استفاده شده است.

در مطالعات گذشته شاخص‌های فرکانسی جزو شاخص‌های پرکاربرد در ارزیابی خستگی بوده است. با این حال نتایج این پژوهش‌ها در خصوص چگونگی تاثیر خستگی بر شاخص‌های فرکانسی چندان هم‌سو و هماهنگ نیست. این نکته در جدول (۱) که نتایج روند تاثیر خستگی بر شاخص‌های فرکانسی را در پژوهش‌های مختلف نشان می‌دهد مشهود است. دلیل این ناهماهنگی می‌تواند به کارایی پروتکل آزمایش برای ایجاد خستگی با در نظر گرفتن تفاوت‌های فردی شرکت کنندگان مربوط باشد. بر این اساس انجام یک بررسی جامع و دقیق برای ارزیابی مقایسه‌ی شاخص‌های فرکانسی مختلف ضروری است.

جدول (۱) - جمع‌بندی نحوه‌ی تاثیر خستگی بر شاخص‌های فرکانسی دامنه‌ی باندهای فرکانسی α, β و θ در مقالات پیشین

| مقاله | θ | α | β |
|-------|------------|----------|------------|
| [۱۱] | بدون تغییر | کاهش | کاهش |
| [۱۲] | بدون تغییر | افزایش | کاهش |
| [۱۳] | بدون تغییر | افزایش | کاهش |
| [۹] | بدون تغییر | افزایش | بدون تغییر |
| [۳] | افزایش | افزایش | افزایش |
| [۶] | بدون تغییر | افزایش | --- |
| [۱۴] | افزایش | کاهش | بدون تغییر |

در اکثر مطالعات گذشته [۳، ۵، ۹]، تحریک بینایی در طول آزمون به صورت مقطعی و کوتاه‌مدت طراحی شده به طوری که بین تحریک‌ها، مدت زمانی برای استراحت سوژه وجود داشته است. با استفاده از این مدل تحریک ممکن است در انتهای آزمون سوژه خسته نشود و یا میزان خسته شدن سوژه کم باشد.

^۱ Sample Entropy

۱- مشکل خستگی دارید؟ ۲- نیاز به استراحت بیش‌تری دارید؟
۳- خواب آلوده و یا کسل هستید؟ ۴- در شروع کارها با مشکل مواجه می‌شوید؟ ۵- کارهایتان را بدون مشکل شروع می‌کنید اما در ادامه‌ی راه انرژی کافی برای ادامه‌ی کار ندارید؟ ۶- انرژی کافی برای انجام امور را ندارید؟ ۷- قدرت عضلات شما کم شده است؟ ۸- احساس ضعف می‌کنید؟ ۹- در تمرکز کردن مشکل دارید؟ ۱۰- درگیری فکری دارید؟ ۱۱- در صحبت کردن تپق (لغزش زبانی) می‌زنید؟ ۱۲- هنگام صحبت در انتخاب کلمات صحیح و استفاده از آن‌ها مشکل دارید؟ ۱۳- وضعیت حافظه‌ی شما چگونه است؟ ۱۴- دیگر به کارهای معمولی روزمره‌ی خود علاقه‌ای ندارید؟

این پرسش‌نامه بر اساس مقیاس خستگی چالدر با نقطه‌ی برش ۲۲ طراحی شده است [۱۶]. نقطه‌ی برش نمره‌ای است که آزمون دهندگان را به دو دسته‌ی هوشیار و خسته تقسیم می‌کند. در تکمیل این پرسش‌نامه، فرد برای هر سوال امتیازی در بازه‌ی صفر تا ۳ می‌گیرد. بنابراین کم‌ترین امتیاز (صفر) به معنی خسته نبودن و بیش‌ترین امتیاز (۴۲) به معنی خیلی خسته بودن است. تغییرات خستگی فرد با تفاوت امتیاز بین پرسش‌نامه‌های قبل و بعد از هر قسمت ارزیابی شده است.

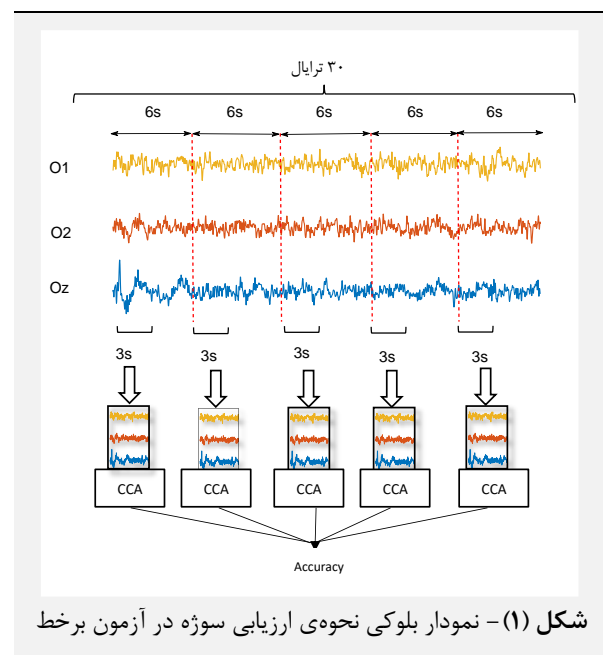
۲-۴- پروتکل آزمایش

تعداد ۱۰ سوژه (۴ مرد و ۶ زن) با میانگین سنی ۳۰ سال در آزمون شرکت کرده‌اند. قبل از انجام آزمون، پروتکل ثبت سیگنال برای سوژه‌ها توضیح داده شده است. این پروتکل توسط کمیته‌ی اخلاق دانشگاه علوم پزشکی سمنان با شناسه‌ی IR.SEMUMS.REC.1401.026 تایید شده است.

برای انجام آزمایش اصلی، از صفحه‌ی پس‌زمینه‌ی مشکی و نشانه‌هایی سفیدرنگ با قطر ۳/۵ سانتی‌متر برای تحریک استفاده شده است. تحریک بینایی با استفاده از ۹ نشانه‌ی سوسوزن با فرکانس‌های ۶/۳۱، ۸/۵۷، ۷/۰۵، ۷/۵، ۱۰، ۱۳/۳۳، ۱۵، ۱۲ و ۱۷/۱۴ هرتز ایجاد شده و از شرکت‌کننده‌ها خواسته شده تا به نشانه‌ی هدف که با حاشیه‌ی قرمز متمایز شده است توجه کنند. نحوه‌ی چینش فرکانس‌های تحریک بینایی در شکل (۲) ارائه شده است.

هدف از آزمایش اصلی، ایجاد خستگی در شرکت‌کننده است. در این مقاله فرکانس تحریک ۱۰ هرتز در نظر گرفته شده است. آزمایش شامل ۵ قسمت بوده و مدت زمان هر قسمت ۵ دقیقه است. در طول هر قسمت، زمان استراحت وجود نداشته و در تمام مدت، تحریک بینایی نمایش داده شده است. پس از اتمام

برای اطمینان از این که شرکت‌کننده می‌تواند به درستی روی نشانه‌ی هدف تمرکز کند یک آزمون برخط انجام شده است. در این آزمون ۹ نشانه به سوژه نشان داده شده و از سوژه خواسته شده تا در طول زمان تحریک روی نشانه‌ی هدف که با دوررنگ قرمز متمایز شده است توجه کند و حرکات فیزیکی و پلک زدن را به حداقل برساند. به دلیل این که چارچوب پژوهش با کارهای متداول سازگار باشد ۹ نشانه در صفحه وجود دارد [۲۵]. مطابق شکل (۱) این آزمون برخط شامل ۳۰ تریال است که هر تریال دارای ۳ ثانیه تحریک و ۳ ثانیه استراحت می‌باشد. در ۳ ثانیه‌ی تحریک، سیگنال الکتروانسفالوگرام ثبت شده و با پردازش سیگنال، فرکانس بازشناسی شده با استفاده از روش تحلیل همبستگی کانونی (CCA) تشخیص داده می‌شود. در ۳ ثانیه‌ی استراحت، با زرد کردن رنگ نشانه‌ای که توسط سیگنال EEG تشخیص داده شده است به سوژه بازخورد داده می‌شود.



شکل (۱) - نمودار بلوکی نحوه‌ی ارزیابی سوژه در آزمون برخط

اگر شرکت‌کننده، آزمون برخط را با صحت بازشناسی فرکانس بیش از ۸۰ درصد پشت سر گذاشته باشد وارد آزمایش اصلی شده و در غیر این صورت از روند آزمایش خارج می‌شود.

۲-۳- پرسش‌نامه‌ی سنجش خستگی

به دلیل در اختیار نبودن شاخص کمی خستگی قابل اعتماد، قبل و بعد از انجام هر قسمت از آزمایش اصلی، میزان خستگی با تکمیل پرسش‌نامه‌ای که در اختیار شرکت‌کننده قرار داده شده مورد ارزیابی قرار گرفته است. پرسش‌نامه‌ی خستگی شامل ۱۴ سوال به صورت زیر است.

^۱ Canonical Correlation Analysis



[۲۶] اجرا شده، حذف شده است. اجزا به طور دیداری بررسی شده و منابع آرتیفکت به طور دستی حذف شده است.

۲-۶- بازشناسی فرکانس تحریک

بازشناسی فرکانس تحریک با استفاده از روش CCA انجام شده و فرکانس بازشناسی شده به سوژه بازخورد داده شده است. روش CCA روشی آماری است که بیشینه‌ی شباهت میان دو مجموعه‌ی سیگنال را به دست می‌آورد. مجموعه‌ی $X \in R^{C \times N}$ یک مجموعه‌ی سیگنال EEG از C کانال و N نقطه‌ی زمانی در هر کانال و $Y_m \in R^{2H \times N}$ شامل سیگنال‌های سینوسی و کسینوسی هم‌فرکانس با تحریک (هارمونیک اصلی) و هارمونیک‌های بالاتر است که هم‌طول با سیگنال‌های EEG تشکیل می‌شود. فرض می‌شود که k هدف با فرکانس‌های f_1, f_2, \dots و f_k موجود است. در این صورت رابطه‌ی (۱) هارمونیک‌های سیگنال تحریک با فرکانس f_k را نشان می‌دهد.

$$Y_k = \begin{bmatrix} \sin(2\pi f_k t) \\ \cos(2\pi f_k t) \\ \vdots \\ \sin(2\pi H f_k t) \\ \cos(2\pi H f_k t) \end{bmatrix} \quad t = \frac{1}{F_s}, \frac{2}{F_s}, \dots, \quad (1)$$

در این رابطه H تعداد هارمونیک‌ها، f_k فرکانس تحریک k-ام، N تعداد نمونه و F_s نرخ نمونه‌برداری است. این الگوریتم در پی یافتن یک جفت تبدیل خطی $W_X \in R^C$ و $W_{Y_k} \in R^{2H}$ است که همبستگی میان ترکیب‌های خطی $\tilde{x} = W_X^T X$ و $\tilde{y}_k = W_{Y_k}^T Y_k$ را بیشینه نماید. همبستگی بیشینه با حل مسأله‌ی بهینه‌سازی رابطه‌ی (۲) حاصل می‌شود [۱۷، ۱۸].

$$\max_{W_X, W_{Y_k}} \rho_k = \frac{E[\tilde{x}\tilde{y}_k^T]}{\sqrt{E[\tilde{x}\tilde{x}^T]E[\tilde{y}_k\tilde{y}_k^T]}} = \frac{E[W_X^T X Y_k^T W_{Y_k}]}{\sqrt{E[W_X^T X X^T W_X]E[W_{Y_k}^T Y_k Y_k^T W_{Y_k}]}} \quad (2)$$

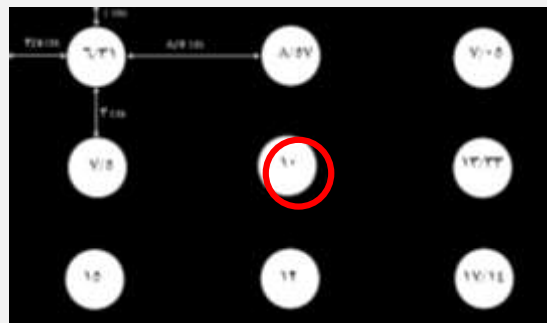
$$0 = \max_k \rho_k, \quad k = 1, 2, \dots, K$$

در این رابطه ρ_k همبستگی بین \tilde{x} و \tilde{y}_k در فرکانس k-ام، O فرکانس بازشناسی شده و E امید ریاضی است. پس از یافتن ρ_k برای تمام فرکانس‌های تحریک، فرکانس مرتبط با بیشینه‌ی مقدار ρ_k ، به عنوان فرکانس بازشناسی شده تعیین شده است.

۲-۷- تعیین شاخص‌های فرکانسی خستگی

نمودار بلوکی روند تعیین شاخص‌های فرکانسی خستگی در شکل (۳) نشان داده شده که شامل مراحل فیلتر کردن، نرمالیزه

هر قسمت، زمانی برای استراحت به سوژه داده شده و در صورتی که سوژه اعلام کند خسته نیست قسمت بعدی آغاز شده است.



شکل (۲) - چیدمان فرکانس‌های تحریک برای ۹ نشانه‌ی بینایی و فاصله‌ی آن‌ها از یک‌دیگر و گوشه‌های تصویر، اعداد داخل دایره‌ی سفید رنگ نشان‌گر فرکانس تحریک است

۲-۵- پیش‌پردازش سیگنال‌ها

سیگنال EEG معمولاً با سیگنال‌های ناخواسته‌ای ناشی از پدیده‌های پلک زدن، فعالیت الکتریکی عضلات و ... همراه است که این آرتیفکت‌ها باید حذف گردد [۲۱]. از طرفی به دلیل محدوده‌ی فرکانسی ریتم‌های مغزی مورد بررسی در این مطالعه، از یک فیلتر میان‌گذر باترورث مرتبه‌ی ۴ با محدوده‌ی فرکانسی ۴-۳۰ هرتز استفاده شده است. ریتم مغزی دلتا در این مطالعه بررسی نشده است زیرا در هنگام خواب عمیق رخ می‌دهد و اغلب با آرتیفکت‌های سیگنال مانند آرتیفکت حرکتی و خط پایه هم‌پوشانی دارد [۷، ۹، ۲۴].

تحلیل مولفه‌های مستقل^۱ (ICA) یک روش جداسازی کور منابع^۲ است که در آن از فرض مستقل بودن مولفه‌ها استفاده می‌شود. از آن‌جا که منبع سیگنال‌های آرتیفکت پلک زدن از منبع سیگنال‌های مغزی مستقل است می‌توان از این روش برای جداسازی آرتیفکت پلک زدن از سیگنال مغزی استفاده کرد [۱۵]. در این مقاله آرتیفکت پلک زدن با تحلیل مولفه‌های مستقل نیمه‌خودکار (runica) که در جعبه‌ابزار EEGLAB

^۱ Blind Source Separation

^۲ Independent Component Analysis

سپس به منظور حذف اثر الکتروودگذاری بر دامنه‌ی سیگنال EEG در افراد مختلف و جلسات مختلف ثبت، سیگنال‌ها طبق رابطه‌ی (۳) نرمالیزه شده تا دارای میانگین صفر و انحراف معیار ۱ شوند. این کار امکان مقایسه‌های بین فردی و برای یک فرد در جلسات مختلف را برای شاخص‌های فرکانسی خستگی فراهم می‌سازد.

$$z = \frac{e - \text{mean}(e)}{\text{std}(e)} \quad (3)$$

در این رابطه e سیگنال الکتروانسفالوگرام به طول ۵ دقیقه، $\text{mean}(\cdot)$ میانگین و $\text{std}(\cdot)$ انحراف معیار است. مطابق پروتکل آزمایش، هر سوژه در ۵ تریال آزمون شرکت کرده است. هر تریال به ۱۰ مرحله^۲ تقسیم شده و هر مرحله نشان‌گر ۳۰ ثانیه سیگنال EEG شامل ۷۵۰۰ نمونه است. شاخص‌های فرکانسی خستگی برای هر مرحله محاسبه شده و برای ارزیابی خستگی با یکدیگر مقایسه شده است. این شاخص‌ها شامل میانگین دامنه‌ی طیف باندهای فرکانسی α ، β و θ ، میانگین دامنه‌ی طیف زیرباندهای فرکانسی با گام ۱، ۲ و ۴ هرتز در کل گستره‌ی فرکانسی و SNR است. میانگین دامنه‌ی باندها/زیرباندهای فرکانسی مطابق رابطه‌ی (۴) محاسبه شده است [۹].

$$\text{Amplitude of frequency band} = \frac{\sum_{f=f_1}^{f_2} |Z(f)|}{N} \quad (4)$$

در این رابطه f_1 و f_2 به ترتیب برابر ۴ و ۸ برای θ ، ۸ و ۱۳ برای α ، ۱۳ و ۳۰ برای β و ابتدا و انتهای هر زیرباند است. همچنین $|z(f)|$ اندازه‌ی طیف فرکانسی محاسبه شده توسط FFT و N تعداد نقاط فرکانسی در باند فرکانسی مورد نظر است. برای بررسی دقیق‌تر بازه‌ی فرکانسی که خستگی را بهتر توصیف می‌کند بازه‌ی فرکانسی ۴ تا ۳۰ هرتز با گام‌های فرکانسی ۱، ۲ و ۴ هرتز تقسیم‌بندی شده است. سپس دامنه‌ی هر زیرباند فرکانسی مطابق رابطه‌ی (۴) محاسبه شده است. شاخص SNR به صورت نسبت دامنه‌ی سیگنال EEG در فرکانس تحریک (به عنوان سیگنال) به دامنه‌ی سیگنال EEG در اطراف فرکانس تحریک (به عنوان نویز) بیان می‌گردد. در این پژوهش SNR با استفاده از رابطه‌ی (۵) محاسبه شده است.

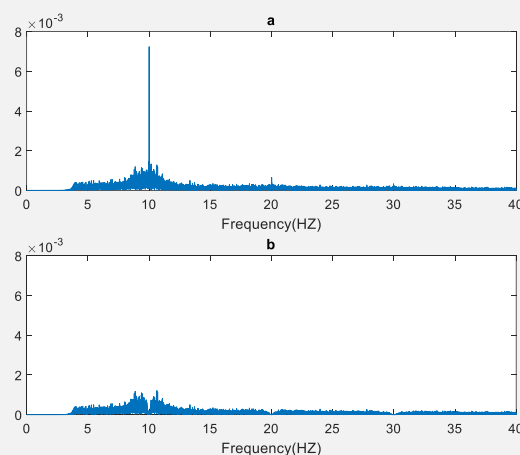
$$\text{SNR} = \frac{\sum_{k=0}^{m/2} |X(f_t \mp k\Delta f)|}{\sum_{k=0}^{n/2} |X(f_t \mp k\Delta f)| - \sum_{k=0}^{m/2} |X(f_t \mp k\Delta f)|} \quad (5)$$

کردن سیگنال، تقسیم‌بندی سیگنال به مراحل ۳۰ ثانیه‌ای و محاسبه‌ی شاخص‌های فرکانسی است.

فرکانس تحریک بینایی قله‌ای را در طیف فرکانسی سیگنال‌ها در فرکانس ۱۰ هرتز و هارمونیک‌های آن از جمله ۲۰ هرتز و ۳۰ هرتز ایجاد می‌کند. از آن‌جا که این قله‌ها پاسخ برانگیخته‌ی مربوط به تحریک است برای دستیابی به بخش خودبه‌خودی^۱ سیگنال از فیلتر ناچ ۱۰، ۲۰ و ۳۰ هرتز استفاده شده است. طیف فرکانسی یک نمونه‌ی سیگنال قبل و بعد از اعمال فیلترهای ناچ ۱۰، ۲۰ و ۳۰ هرتز در شکل (۴) ارائه شده است.



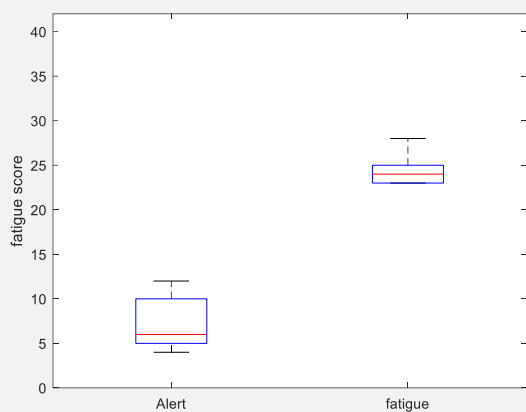
شکل (۳) - نمودار بلوکی روند تعیین شاخص‌های فرکانسی خستگی، $x(t)$ نشان‌گر سیگنال پیش پردازش شده، $e(t)$ نشان‌گر سیگنال فیلتر شده با فیلترهای ناچ ۱۰، ۲۰ و ۳۰ هرتز و $z(t)$ نشان‌گر سیگنال نرمال شده است



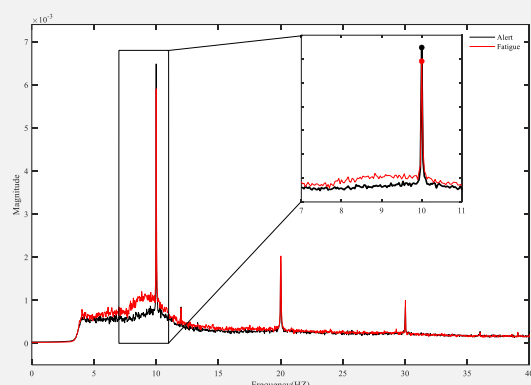
شکل (۴) - طیف فرکانسی سیگنال قبل (a) و بعد (b) از اعمال فیلتر جهت حذف قله‌ی فرکانس تحریک و هارمونیک‌هایش

^۲ Stage

^۱ Spontaneous



شکل (۵) - میانگین نمرات خستگی پرسش‌نامه بین سوژه‌ها و آزمون‌ها در دو حالت هوشیار و خسته



شکل (۶) - طیف فرکانسی در حالت‌های خسته (قرمز) و هوشیار (مشکی)، به منظور نمایش بهتر تفاوت‌ها در دو حالت، بخشی از شکل بزرگ‌نمایی شده است

با توجه به این نکته که فرکانس تحریک ۱۰ هرتز بوده، در طیف فرکانسی، قله‌هایی در ۱۰ و هارمونیک‌های آن مشاهده شده است. نکته‌ی جالب توجه آن‌جا است که با بروز پدیده‌ی خستگی، علاوه بر کاهش دامنه‌ی قله در فرکانس تحریک (کاهش بخش برانگیخته در سیگنال EEG)، دامنه‌ی باند فرکانسی در محدوده‌ی ۷ تا ۱۱ هرتز (بخش نویز در سیگنال EEG) افزایش یافته است.

تغییرات میانگین دامنه‌ی طیف باندهای فرکانسی تتا، آلفا و بتا، زیرباند فرکانسی ۱۰-۸ هرتز و ۹-۸ هرتز و SNR با خستگی سوژه طی ۱۰ مرحله در شکل (۷) نشان داده شده که این ۱۰ مرحله نشان‌گر روند خسته شدن از هوشیار تا کاملا خسته است. امواج آلفا در حالت آرامش در بیداری، در حالت خواب‌آلود اما بیدار و خستگی سوژه افزایش می‌یابد. از طرفی در صورتی که سوژه تلاش ذهنی برای حفظ سطح هوشیاری خود داشته باشد نیز به نوبه خود، مقدار آلفا بیشتر می‌شود. در شکل (۷)

در این رابطه $X(f)$ طیف فرکانسی محاسبه شده توسط FFT برای سیگنال پیش‌پردازش شده‌ی $x(t)$ ، f_t فرکانس تحریک و ۱.۱ مبین اندازه است [۱۹]. هم‌چنین رزولوشن فرکانسی برابر 0.33 هرتز، m برابر ۲ (نشان دهنده‌ی 0.06 هرتز گستره‌ی فرکانسی) و n برابر ۱۲ (نشان دهنده‌ی گستره‌ی فرکانسی به طول 0.39 هرتز) است.

با توجه به تکمیل پرسش‌نامه توسط سوژه‌ها قبل و بعد از انجام آزمون، امتیاز پرسش‌نامه به عنوان حقیقت مبنا استفاده شده است. در صورتی که امتیاز پرسش‌نامه در انتهای آزمون نشان دهنده‌ی خستگی سوژه باشد، مرحله‌ی اول آزمون (۳۰ ثانیه‌ی اول) به عنوان حالت هوشیار سوژه و مرحله‌ی آخر (۳۰ ثانیه‌ی دهم) به عنوان حالت خسته در نظر گرفته شده است [۳].

۲-۷-۱- تحلیل آماری

شاخص‌های فرکانسی خستگی با استفاده از آزمون نمونه‌های زوجی t بررسی شده است تا مشخص شود آیا مقدار شاخص‌های خستگی بین حالت‌های هوشیار و خسته تفاوت معنی‌دار دارند یا خیر.

۲-۷-۲- طبقه‌بند

از طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان^۲ (SVM) به صورت طبقه‌بندی دو کلاسه برای تشخیص حالت خسته از هوشیار استفاده شده است. در این راستا از روش اعتبارسنجی متقابل k-fold با مقدار $k=6$ استفاده شده است.

برای ارزیابی کمی توانایی بازنمایی فرکانس تحریک از معیار صحت^۳ (Acc) استفاده شده است. رابطه‌ی (۶) نحوه‌ی محاسبه‌ی صحت را نشان می‌دهد که در آن N_c تعداد رخدادهایی که به درستی و N_e تعداد رخدادهایی که به اشتباه تشخیص داده شده‌اند است.

$$Acc = \frac{N_c}{N_e + N_c} \quad (6)$$

۳- یافته‌ها و بحث

نمرات خستگی در حالت‌های هوشیار و خسته در شکل (۵) با یک‌دیگر مقایسه شده که نشان می‌دهد نمره‌ی خستگی به طور قابل توجهی در حالت خستگی افزایش یافته است.

میانگین طیف فرکانسی ۱۰ سوژه‌ی شرکت کننده در ۵ آزمون برای حالت هوشیار و خسته در شکل (۶) نشان داده شده است.

^۲ Accuracy

^۱ Paired Sample T-Test

^۲ Support Vector Machine

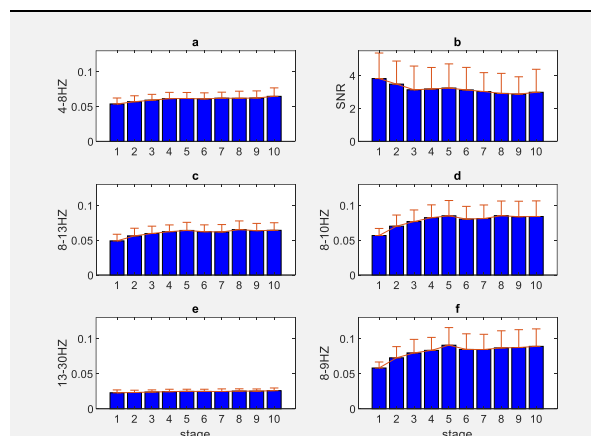
سوزه به نشانه‌ی تحریک زمانی که خسته می‌شود کاهش می‌یابد. در نتیجه دامنه‌ی قله‌ی فرکانس تحریک کم و دامنه‌ی باند فرکانسی آلفا افزایش می‌یابد.

مقدار SNR می‌تواند شاخص مناسبی برای تعیین خستگی باشد اما یکی از معایب آن این است که برای محاسبه، به فرکانس تحریک نیاز دارد [۷]. بنابراین اگر اطلاعات سیگنال ثبت شده مانند فرکانس تحریک وجود نداشته باشد (که در کاربردهای BCI این چنین است)، نمی‌توان از این ویژگی استفاده کرد. شکل (۷) نشان می‌دهد که با خسته شدن سوزه تغییرات میانگین دامنه‌ی طیف زیرباند فرکانسی ۸-۹ هرتز و ۸-۱۰ هرتز افزایش می‌یابد و تغییرات آن‌ها نسبت به تغییرات میانگین دامنه‌ی طیف باندهای تتا، آلفا و بتا بیش‌تر است.

اندازه‌ی دامنه‌ی سیگنال EEG و ویژگی‌های آن در افراد مختلف متفاوت است. هم‌چنین میزان خسته شدن سوزه‌ها بعد از انجام آزمون نیز تفاوت دارد. این تفاوت‌ها باعث ایجاد انحراف معیار زیاد در نتایج می‌شود.

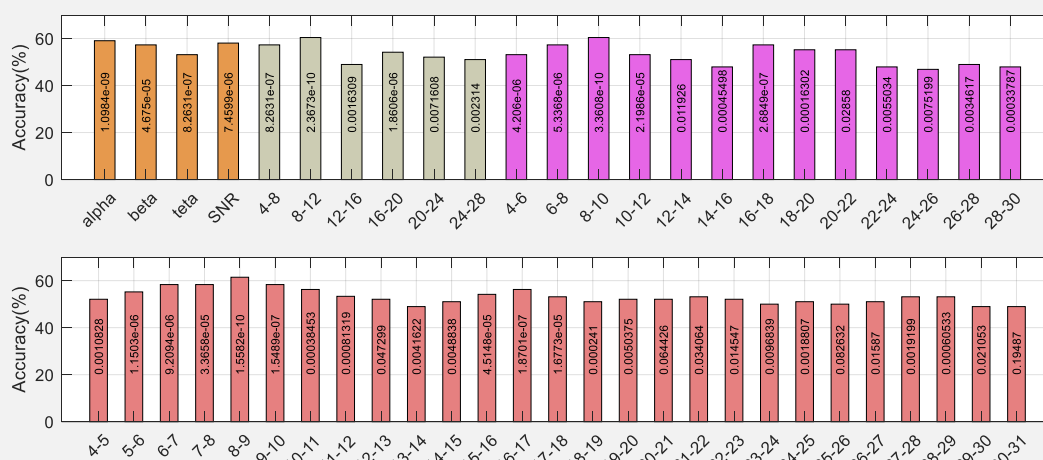
همان‌طور که در بخش ۲-۷ بیان شد، شاخص‌های خستگی مبتنی بر EEG در مرحله‌ی ۱ به عنوان حالت هوشیار و در مرحله‌ی ۱۰ به عنوان حالت خسته برچسب‌گذاری شده است. بر این اساس از شاخص‌های خستگی، میانگین دامنه‌ی طیف فرکانسی تتا، آلفا و بتا، میانگین دامنه‌ی طیف زیرباند فرکانسی ۱، ۲ و ۴ هرتز و SNR به منظور طبقه‌بندی استفاده شده است. درصد صحت طبقه‌بند SVM برای این شاخص‌های خستگی در شکل (۸) نشان داده شده است. هم‌چنین برای تعیین معنی‌دار بودن آماری اختلاف آن‌ها در دو مرحله‌ی اول و دهم با استفاده از آزمون نمونه‌های زوجی t بررسی شده که p-value به دست آمده نیز در شکل (۸) نشان داده شده است.

مشاهده می‌شود که با خسته شدن سوزه میانگین دامنه‌ی طیف توان باند فرکانسی آلفا افزایش یافته است.



شکل (۷) - میانگین و انحراف معیار دامنه‌های باند فرکانسی تتا (a)، آلفا (c) و بتا (e)، زیرباند فرکانسی ۸-۱۰ هرتز (d) و ۸-۹ هرتز (f) و SNR (b) در طی ۱۰ مرحله آزمون که نشان‌گر روند خسته شدن شرکت‌کننده است

امواج تتا در زمانی که فرد خواب‌آلود است و کاهش توجه و تمرکز دارد افزایش می‌یابد. افزایش امواج تتا نشان دهنده‌ی خستگی و کاهش میزان توجه فرد است. نتایج استخراج شده از میانگین دامنه‌ی طیف توان باند فرکانسی تتا نشان می‌دهد که با خسته شدن سوزه، امواج تتا افزایش می‌یابد. امواج بتا در زمان هوشیاری، برانگیختگی و هیجان رخ می‌دهد. مطابق شکل (۷) مشاهده می‌شود که تغییرات میانگین دامنه‌ی باند فرکانسی بتا نسبت به تغییرات میانگین دامنه‌ی باند فرکانسی آلفا و تتا کم‌تر است. مطابق شکل (۷) با خسته شدن سوزه، مقدار SNR کاهش یافته است. دلیل کاهش SNR این است که میزان توجه و تمرکز



شکل (۸) - صحت طبقه‌بندی برای میانگین دامنه‌ی طیف باندهای فرکانسی (نارنجی)، SNR (نارنجی)، میانگین زیرباند فرکانسی ۴ هرتز (خاکستری)، میانگین زیرباند فرکانسی ۲ هرتز (بنفش) و میانگین زیرباند فرکانسی ۱ هرتز (صورتی)



- in Stroke Patients,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 66, no. 7, pp. 1987–1995, 2019, doi: 10.1109/TBME.2018.2882075.
- [2] S. Sadeghi and A. Maleki, “Accurate estimation of information transfer rate based on symbol occurrence probability in brain-computer interfaces,” *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 54, p. 101607, 2019, doi: 10.1016/j.bspc.2019.101607.
- [3] Y. Peng, C. M. Wong, Z. Wang, A. C. Rosa, H. T. Wang, and F. Wan, “Fatigue Detection in SSVEP-BCIs Based on Wavelet Entropy of EEG,” *IEEE Access*, vol. 9, pp. 114905–114913, 2021, doi: 10.1109/ACCESS.2021.3100478.
- [4] C. G. Pinheiro, E. L. M. Naves, P. Pino, E. Losson, A. O. Andrade, and G. Bourhis, “Alternative communication systems for people with severe motor disabilities: a survey,” *Biomed. Eng. Online*, vol. 10, no. 1, pp. 1–28, 2011.
- [5] X. Zheng et al., “Anti-fatigue Performance in SSVEP-Based Visual Acuity Assessment: A Comparison of Six Stimulus Paradigms,” *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 14, no. July, pp. 1–11, 2020, doi: 10.3389/fnhum.2020.00301.
- [6] J. Xie, G. Xu, J. Wang, M. Li, C. Han, and Y. Jia, “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*, vol. 11, no. 9, pp. 1–15, 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0163426.
- [7] Y. Peng et al., “Fatigue Evaluation Using Multi-Scale Entropy of EEG in SSVEP-Based BCI,” *IEEE Access*, vol. 7, pp. 108200–108210, 2019, doi: 10.1109/ACCESS.2019.2932503.
- [8] H. J. Cho, E. Costa, P. R. Menezes, T. Chalder, D. Bhugra, and S. Wessely, “Cross-cultural validation of the Chalder Fatigue Questionnaire in Brazilian primary care,” *J. Psychosom. Res.*, vol. 62, no. 3, pp. 301–304, 2007, doi: 10.1016/j.jpsychores.2006.10.018.
- [9] T. Cao, F. Wan, C. M. Wong, J. N. da Cruz, and Y. Hu, “Objective evaluation of fatigue by EEG spectral analysis in steady-state visual evoked potential-based brain-computer interfaces,” *Biomed. Eng. Online*, vol. 13, no. 1, pp. 1–13, 2014, doi: 10.1186/1475-925X-13-28.
- [10] S. Lal, A. Craig, P. Boord, L. Kirkup, H. N.-J. of safety Research, and undefined 2003, “Development of an algorithm for an EEG-based driver fatigue countermeasure,” Elsevier, Accessed: Aug. 14, 2022. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022437503000276>
- [11] C. Chen, K. Li, Q. Wu, H. Wang, Z. Qian, and G. Sudlow, “EEG-based detection and evaluation of fatigue caused by watching 3DTV,” *Displays*, vol. 34, no. 2, pp. 81–88, 2013, doi: 10.1016/j.displa.2013.01.002.
- [12] B. W. Hsu and M. J. J. Wang, “Evaluating the effectiveness of using electroencephalogram power indices to measure visual fatigue,”

مطابق شکل (۸) صحت طبقه‌بند و مقدار p-value در زیرباند فرکانسی ۸-۹ هرتز در مقایسه با سایر زیرباندهای فرکانسی ۱ هرتز، زیرباند ۸-۱۰ هرتز در مقایسه با سایر زیرباندهای فرکانسی ۲ هرتز، زیرباند ۸-۱۲ هرتز در مقایسه با سایر زیرباندهای فرکانسی ۴ هرتز و شاخص آلفا در مقایسه با سایر باندهای فرکانسی و SNR به ترتیب بیش‌تر و کم‌تر است. با توجه به این که در این میان زیرباند فرکانسی ۸-۹ هرتز دارای بیش‌ترین صحت و کم‌ترین مقدار p-value است به عنوان شاخصی مناسب برای تعیین خستگی پیشنهاد می‌گردد.

۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله شاخص‌های فرکانسی دامنه‌ی طیف باندهای فرکانسی α ، β و SNR که در مطالعات گذشته برای بررسی خستگی معرفی شده، توسط دادگان پیوسته‌ی طولانی‌مدت بررسی شده است. سپس دامنه‌ی طیف زیرباندهای فرکانسی ۱، ۲ و ۴ هرتز به عنوان شاخص خستگی معرفی و بررسی شده که طبق نتایج، بازه‌ی ۸-۹ هرتز به عنوان شاخص مطلوب پیشنهاد شده است. این بازه‌ی فرکانسی با خسته شدن سوژه با تفاوت معنی‌داری افزایش می‌یابد. از آن‌جا که در بین شاخص‌های خستگی، درصد صحت طبقه‌بندی در بازه‌ی فرکانسی ۸-۹ هرتز بیش‌تر و p-value آن کم‌تر بوده، به عنوان مناسب‌ترین شاخص فرکانسی برای تعیین خستگی سوژه پیشنهاد شده است.

در این مطالعه، آزمون به صورت پیوسته بوده و در طول آزمون، زمان استراحت وجود نداشته است. بنابراین در انتهای این آزمون سوژه کاملاً خسته شده و نتایج قابل اعتماد است. این در حالی است که در مطالعات گذشته، تحریک بینایی مقطعی بوده و زمان استراحت در طول آزمون وجود داشته که در انتهای آن ممکن است سوژه خسته نشود و یا میزان خستگی کم باشد.

از شاخص خستگی پیشنهادی می‌توان برای ارزیابی میزان راحتی سیستم‌های BCI و رابط‌های انسان- ماشین استفاده کرد و از آن در طراحی سیستم‌های کاربردی بهره گرفت. این شاخص‌ها دارای اعتبار بالاتری نسبت به پرسش‌نامه‌های تشخیص خستگی هستند.

به دلیل تفاوت دامنه و ویژگی‌های سیگنال EEG در افراد مختلف، پیشنهاد می‌شود که قبل از انجام آزمون و ثبت دادگان، زمان کوتاهی از سوژه، سیگنال EEG بدون تحریک گرفته شده و از این سیگنال برای نرمالیزه کردن دادگان استفاده شود.

۵- مراجع

- [1] X. Shu et al., “Tactile Stimulation Improves Sensorimotor Rhythm-Based BCI Performance



[20] Misirlisoy E. Programming Behavioral Experiments with MATLAB and Psychtoolbox: 9 Simple Steps for Students and Researchers. Routledge; 2016 Nov 10.

[۲۱] صادقی، مالکی. روش بهبود یافته تحلیل همبستگی متعارف برای بازشناسی فرکانس پتانسیل برانگیخته بینایی حالت ماندگار. مدل سازی در مهندسی، ۲۰۱۸، ۱۶ (۵۵)، ۱۹۹-۲۰۷.

[22] Wu Z, Lai Y, Xia Y, Wu D, Yao D. Stimulator selection in SSVEP-based BCI. Medical engineering & physics. 2008 Oct 1;30(8):1079-88.

[23] Foong R, Ang KK, Quek C, Guan C, Phua KS, Kuah CW, Deshmukh VA, Yam LH, Rajeswaran DK, Tang N, Chew E. Assessment of the efficacy of EEG-based MI-BCI with visual feedback and EEG correlates of mental fatigue for upper-limb stroke rehabilitation. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2019 Jun 5;67(3):786-95.

[24] Eoh HJ, Chung MK, Kim SH. Electroencephalographic study of drowsiness in simulated driving with sleep deprivation. International Journal of Industrial Ergonomics. 2005 Apr 1;35(4):307-20.

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

[26] Delorme A, Makeig S. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. Journal of neuroscience methods. 2004 Mar 15;134(1):9-21.

Percept. Mot. Skills, vol. 116, no. 1, pp. 235-252, 2013, doi: 10.2466/29.15.24.PMS.116.1.235-252.

[13] B. Zou, Y. Liu, M. Guo, and Y. Wang, "EEG-Based Assessment of Stereoscopic 3D Visual Fatigue Caused by Vergence-Accommodation Conflict," J. Disp. Technol., vol. 11, no. 12, pp. 1076-1083, 2015, doi: 10.1109/JDT.2015.2451087.

[14] S.-Y. Cheng and H.-T. Hsu, "Mental Fatigue Measurement Using EEG," Risk Manag. Trends, 2011, doi: 10.5772/16376.

[15] X. Ruan, Kun Xue, and Mingai Li, "Feature extraction of SSVEP-based brain-computer interface with ICA and HHT method," in Proceeding of the 11th World Congress on Intelligent Control and Automation, Jun. 2014, vol. 2015-March, no. March, pp. 2418-2423. doi: 10.1109/WCICA.2014.7053100.

[16] T. Chalder et al., "Development of a fatigue scale," Elsevier, vol. 37, no. 2, pp. 147-153, 1993, Accessed: Aug. 14, 2022. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/002239999390081P>

[17] R. M. G. Tello, S. M. T. Muller, T. Bastos-Filho, and A. Ferreira, "A comparison of techniques and technologies for SSVEP classification," ISSNIP Biosignals Biorobotics Conf. BRC, 2014, doi: 10.1109/BRC.2014.6880956.

[18] S. Sadeghi and A. Maleki, "Adaptive canonical correlation analysis for harmonic stimulation frequencies recognition in SSVEP-based BCIs," Turkish J. Electr. Eng. Comput. Sci., vol. 27, no. 5, pp. 3729-3740, 2019, doi: 10.3906/elk-1805-32.

[19] A. Ziafati and A. Maleki, "Boosting the Evoked Response of Brain to Enhance the Reference Signals of CCA Method," IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng., vol. 30, pp. 2107-2115, 2022, doi: 10.1109/TNSRE.2022.3192413.