

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 4-30Hz frequency band segments with 1Hz, 2Hz, and 4Hz 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

واژه‌های کلیدی

برای اینکه کاربرد رابط مغز-رایانه (BCI) مبتنی بر پتانسیل برانگیخته بینایی حالت ماندگار (SSVEP) از آزمایشگاه به زندگی واقعی منتقل شود، خستگی به عنوان یک چالش جدی مطرح است. اجرای طولانی مدت 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 شاخص کمی برای خستگی است. اگرچه شاخص‌های فرکانسی جزء پرکاربردترین شاخص‌های ارزیابی خستگی بوده است ولی 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 دامنه طیف زیرباند‌های فرکانسی به طول ۱ هرتز، ۲ هرتز 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 شد و از آن‌ها خواسته شد به نشانه 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 دامنه باندهای فرکانسی تتا، آلفا، بتا و بخش‌های باند فرکانسی ۴-۳۰ هرتز با گام‌های ۱ هرتز، ۲ هرتز و ۴ هرتز استفاده شد. نتایج نشان می‌دهد متوسط دامنه باند فرکانسی ۹-۸ 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.

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

*نویسنده‌ی مسئول

گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران

نشانی

+۳۱۵۳۲۶۸۴-۲۳-۹۸

تلفن

۳۵۱۳۱-۱۹۱۱۱

کد پستی

+۳۱۵۳۲۶۸۴-۲۳-۹۸

دورنگار

amaleki@semnan.ac.ir

پست الکترونیک

۱- مقدمه

سیستم رابط مغز- رایانه (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].

BCI‌های مبتنی بر پتانسیل برانگیخته 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 وجود این، در این سیستم‌ها همچنان معایبی از جمله خستگی سوژه وجود دارد. به منظور دریافت سیگنال‌های SSVEP، سوژه باید بر روی محرک‌های بینایی سوسوزن تمرکز کند. این نوع آزمایش و تحریک بینایی می‌تواند باعث خستگی سوژه شود [۴].

در مطالعات پیشین، تکنیک‌هایی برای کاهش خستگی مانند استفاده از پارادایم‌های مختلف تحریک [۵-۶]، فرکانس‌های تحریک مختلف [۷] و ... بررسی شده‌اند تا بتوانند خستگی سوژه را حین انجام کار کاهش دهند. خستگی منجر به کاهش عملکرد سوژه می‌شود؛ بنابراین برای کاهش خستگی و بهبود عملکرد سیستم، ارزیابی خستگی کاربران بسیار اهمیت دارد.

یکی از روش‌هایی که برای ارزیابی خستگی استفاده می‌شود، تکمیل پرسشنامه توسط سوژه است [۳، ۵ و ۷] از جمله محدودیت‌های این روش، عدم امکان استفاده از آن در سیستم‌های BCI آنلاین است. همچنین ممکن است سوژه به هدف پرسشگری بی‌برد و طبق نظرات آن‌ها به پرسش‌ها پاسخ دهد [۸]. ارزیابی خستگی با استفاده از 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 محدوده فرکانس، در سیگنال EEG می‌توان شش ریتم مغزی را از یکدیگر تشخیص داد. دلتا (δ) در محدوده ۰/۵ تا ۴ هرتز معمولاً در هنگام خواب عمیق، در کودکان یا افراد مبتلا به اختلالات مغزی ایجاد می‌شود. تتا (θ) در محدوده 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]. آلفا (α) در محدوده ۸ تا ۱۳ هرتز از لوب‌های پس‌سری ثبت می‌شود. این ریتم در هنگام خواب به طور کامل از بین می‌رود و در حالت آرامش در بیداری، در حالت خواب‌آلود اما بیدار و خستگی ناشی از تلاش ذهنی برای حفظ هوشیاری افزایش می‌یابد [۹]. بتا (β) در محدوده 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 برخی مطالعات، شاخص‌هایی را بر اساس طیف فرکانسی حاصل از تبدیل فوریه سریع^۶ (FFT) به عنوان شاخص‌های خستگی پیشنهاد و بررسی کرده‌اند. این شاخص‌ها براساس دامنه طیف امواج مغزی دلتا، تتا، آلفا و بتا و ترکیب آن‌ها هستند. ترکیب شاخص‌های فرکانسی به صورت جمع یا نسبت دامنه طیف امواج مغزی با هدف بازنمایی بهتر شاخص‌های خستگی محاسبه می‌شوند.

در مطالعه [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 دامنه طیف باند فرکانسی α و θ محاسبه شده و شاخص $\alpha + \theta$ به عنوان شاخص خستگی مطرح شده است. نتایج نشان می‌دهد خستگی سوژه منجر به افزایش شاخص فرکانسی شده است.

در مطالعه [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 دامنه طیف فرکانسی α ، θ و ترکیب آن‌ها به صورت $\theta + \alpha$ و θ/α انجام شده است. عملگرهای جمع و تقسیم بیانگر آن است که دامنه طیف باندهای فرکانسی مورد نظر با یکدیگر جمع یا بر هم تقسیم شوند. با خستگی سوژه دامنه طیف باند فرکانسی α و $\theta + \alpha$ به صورت معنی‌دار افزایش یافته است اما تغییرات معنی‌داری در توان باند فرکانسی θ مشاهده نشده است.

در مطالعه [۹] از دامنه باند فرکانسی δ ، θ ، α و β و شاخص‌های نسبت دامنه باند فرکانسی θ/α و $(\theta + \alpha)/\beta$ برای ارزیابی خستگی استفاده شده است. با افزایش سطح خستگی، افزایش دامنه باند فرکانسی α و $(\theta + \alpha)/\beta$ و کاهش دامنه باند

^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 عمده مطالعات گذشته [۳، ۵، ۹]، تحریک بینایی در طول آزمون به صورت مقطعی و کوتاه مدت طراحی شده است به صورتی 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.

در این مقاله، شاخص‌های فرکانسی در شرایطی که با اعمال تحریک پیوسته و طولانی مدت، بروز خستگی در سوژه تضمین شده، ارزیابی و مقایسه می‌شوند.

در ادامه این مقاله، در بخش ۲ پروتکل انجام آزمایش، ثبت سیگنال و روش‌های پردازش سیگنال‌های ثبت شده مطرح شده است. در بخش ۳ و ۴ نتایج ارائه شده و بررسی می‌شوند.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- مجموعه آزمایشگاهی

برای ثبت سیگنال EEG از یک سیستم الکتروانسفالوگرافی WEEG32 ساخت شرکت بایامد استفاده گردید که دارای تقویت‌کننده ۳۲ کاناله و الکترودهای غیرفعال است. نحوه الکتروگذاری منطبق با سیستم بین‌المللی ۲۰-۱۰ و با استفاده از پنج الکتروود $O_1, O_2, O_z, FP_1, FP_2$ انجام شده است. با توجه به اینکه برای دریافت SSVEP، از سیگنال EEG ناحیه پس‌سری استفاده می‌شود از سه الکتروود پس‌سری O_1, O_2, O_z و برای حذف آرتیفکت پلک زدن از دو الکتروود FP_1 و FP_2 استفاده شده است [۲۲]. الکترودهای زمین و مرجع نیز به ترتیب در AFz و نرمه گوش سمت چپ قرار داده شد. در این مطالعه فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۰ هرتز است.

یک مکان آرام و بدون سروصدا برای انجام آزمون در نظر گرفته شد. محل نشستن شرکت‌کنندگان به نحوی طراحی گردید که فاصله آن‌ها با صفحه نمایشگر ۷۰ سانتی‌متر باشد. تحریک‌های بینایی با استفاده از یک نمایشگر ۱۵/۶ اینچی با نرخ نوسازی ۶۰ هرتز و جعبه‌ابزار Psychophysics متلب ایجاد و به سوژه‌ها نشان داده شد [۲۰].

۲-۲- شرکت‌کنندگان و معیارهای ورود/خروج

به منظور تعیین افراد شرکت‌کننده در آزمون، معیارهایی از حالت عمومی، حالت جسمی، حالت ذهنی و انگیزشی سوژه‌ها قبل از انجام آزمون بررسی گردید و در صورت صحت آن‌ها، افراد در آزمون شرکت داده شدند. این معیارها به صورت زیر است.

فرکانسی θ/α گزارش شده است. همچنین به تاثیر خستگی بر SNR نیز اشاره شده است.

در مطالعه [۳] از شاخص‌های دامنه طیف باندهای فرکانسی δ, θ, α و β برای ارزیابی خستگی با استفاده از ۱۱ سوژه استفاده شده است و این شاخص‌ها توانستند با صحت به ترتیب ۷۱/۲، ۵۹/۱، ۶۲/۹، ۷۴/۲ درصد افراد خسته را از هوشیار طبقه‌بندی کنند. نتایج نشان داده است که با خستگی سوژه، تمامی این شاخص‌های فرکانسی افزایش یافته است.

در مطالعه [۷] از شاخص‌های مختلف مبتنی بر دامنه باندهای فرکانسی δ, θ, α و β ، شاخص‌های نسبت دامنه باندهای فرکانسی مختلف و شاخص آنتروپی نمونه^۸ برای ارزیابی خستگی سوژه استفاده کرده‌اند.

از شاخص‌های خستگی بر مبنای طیف فرکانسی برای ارزیابی خستگی حین رانندگی [۱۰] و مشاهده 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. علت این ناهماهنگی می‌تواند به کارایی پروتکل آزمایش برای ایجاد خستگی با در نظر گرفتن تفاوت‌های فردی شرکت‌کنندگان مربوط باشد. بر این اساس، انجام یک بررسی جامع و دقیق برای ارزیابی مقایسه‌ای شاخص‌های فرکانسی مختلف ضروری به نظر می‌رسد.

جدول (۱) - جمع‌بندی نحوه تاثیر خستگی بر شاخص‌های

فرکانسی دامنه باندهای فرکانسی α, β و θ در پژوهش‌های

پیشین

| مطالعه | 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 |

^۸ Sample Entropy

در صورتی که شرکت‌کننده، آزمون برخط را با صحت بازشناسی فرکانس بیش از ۸۰ درصد پشت سر می‌گذاشت وارد آزمایش اصلی شده و در غیر این صورت از روند آزمایش خارج می‌شد.

۲-۳- پرسشنامه 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 شد مورد ارزیابی قرار گرفت. پرسشنامه خستگی شامل ۱۴ سوال است.

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 ادامه راه انرژی کافی برای ادامه 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 حافظه شما چطور است.

۱۴. دیگر به کارهای معمولی روزمره خود علاقه ای ندارید.

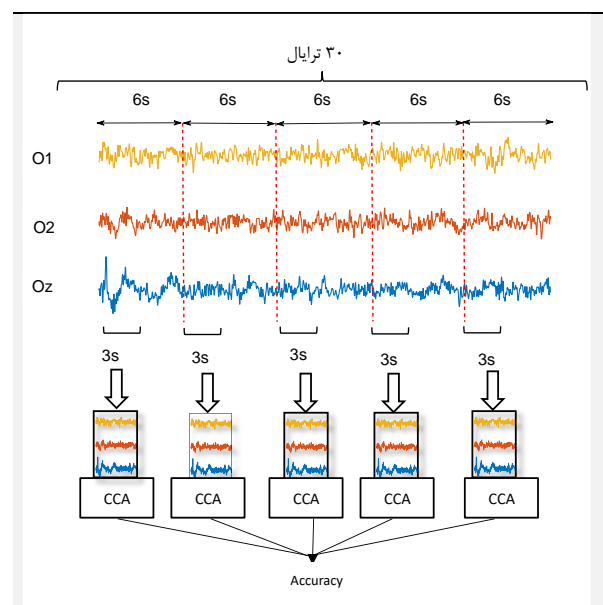
این پرسشنامه بر اساس مقیاس خستگی چالدر با نقطه برش ۲۲ طراحی شده است [۱۶]. نقطه برش نمره‌ای است که آزمون دهندگان را به دو دسته هوشیار و خسته تقسیم می‌کند. در تکمیل این پرسشنامه، فرد برای هر سوال امتیازی در محدوده صفر تا ۳ امتیاز در نظر می‌گیرد. بنابراین کمترین امتیاز ۰ به معنی خسته نبودن و بیشترین امتیاز ۴۲ به معنی خیلی خسته بودن شرکت‌کننده است. تغییرات خستگی فرد با تفاوت امتیاز بین پرسشنامه‌های قبل و بعد از هر قسمت ارزیابی می‌گردد.

۲-۴- پروتکل آزمایش

۱۰ سوژه (۴ مرد و ۶ زن) با میانگین سنی ۳۰ سال در آزمون شرکت کردند. قبل از انجام آزمون، پروتکل ثبت سیگنال برای سوژه‌ها توضیح داده شد. این پروتکل توسط کمیته اخلاق

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.

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



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



داده می‌شود و در صورتی که سوژه اعلام کند خسته نیست قسمت بعدی آغاز می‌شود.

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 محدوده فرکانسی ریتم‌های مغزی مورد بررسی در این مطالعه، از یک فیلتر میان‌گذر باترورث مرتبه ۴ با محدوده فرکانسی ۴-۳۰ هرتز استفاده شد. ریتم مغزی دلتا در این مطالعه بررسی نمی‌شود زیرا در هنگام خواب عمیق رخ می‌دهد و اغلب با آرتیفکت‌های سیگنال مانند آرتیفکت حرکتی و خط پایه همپوشانی دارد [۷، ۹ و ۲۴].

تحلیل مولفه‌های مستقل^{۱۰} (ICA) یک روش جداسازی کور منابع^{۱۱} است که در آن از فرض مستقل بودن مولفه‌ها استفاده می‌شود. از آنجا که منبع سیگنال‌های آرتیفکت پلک‌زدن از منبع سیگنال‌های مغزی مستقل است، می‌توان از این روش برای جداسازی آرتیفکت پلک‌زدن از سیگنال‌های مغزی استفاده کرد [۱۵]. در این مطالعه، آرتیفکت پلک‌زدن با تحلیل مولفه‌های مستقل نیمه خودکار (الگوریتم runica) که در جعبه‌ابزار EEGLAB [۲۶] اجرا شد، حذف گردید. اجزا به صورت دیداری بررسی شدند و منابع آرتیفکت به صورت دستی حذف گردیدند.

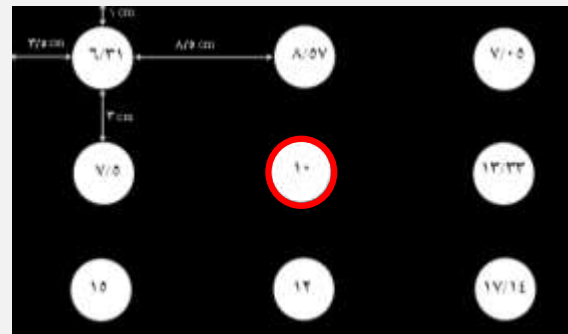
۲-۶- بازشناسی فرکانس تحریک

بازشناسی فرکانس تحریک با استفاده از روش CCA انجام شده و فرکانس بازشناسی شده به سوژه بازخورد داده می‌شود. روش آماری است که بیشینه شباهت میان دو مجموعه سیگنال را به دست می‌آورد. $X \in R^{C \times N}$ یک مجموعه سیگنال EEG از C کانال و N نقطه زمانی در هر کانال و $Y_m \in R^{2H \times N}$ شامل سیگنال‌های سینوسی و کسینوسی هم فرکانس 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, f_K موجود است. رابطه (۱) هارمونیک‌های سیگنال تحریک با فرکانس f_k را نشان می‌دهد.

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

دانشگاه علوم پزشکی سمنان با شناسه IR.SEMUMS.REC.1401.026 تایید شده است.

برای انجام آزمایش اصلی، از صفحه پس‌زمینه مشکی و نشانه‌هایی سفیدرنگ با قطر ۳/۵ سانتی‌متر برای تحریک استفاده شد. تحریک بینایی با استفاده از ۹ نشانه سوسوزن با فرکانس‌های ۶/۳۱، ۸/۵۷، ۷/۰۵، ۷/۵، ۱۰، ۱۳/۳۳، ۱۵، ۱۲ و ۱۷/۱۴ هرتز ایجاد شد و از شرکت‌کننده‌ها خواسته شد به نشانه هدف که با حاشیه قرمز متمایز شده است، توجه کنند. نحوه چینش فرکانس‌های تحریک بینایی در شکل ۲ آورده شده است.

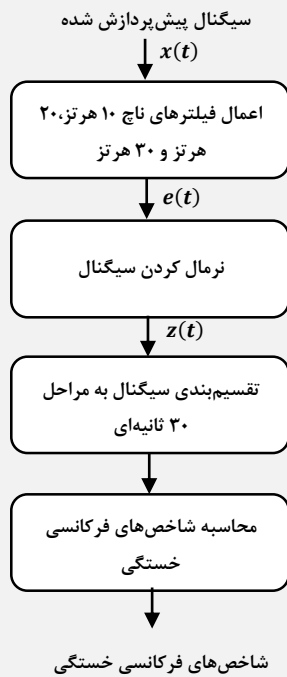


شکل (۲) - چیدمان فرکانس‌های تحریک برای نه نشانه بینایی و فاصله آن‌ها از یکدیگر و گوشه‌های تصویر. اعداد داخل دایره سفید رنگ نشانگر فرکانس تحریک می‌باشند.

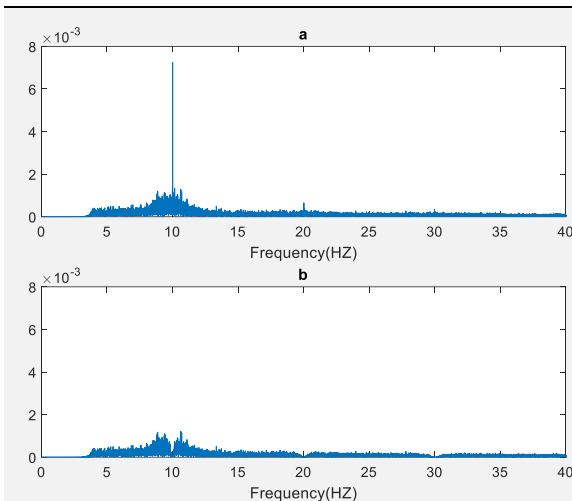
هدف از آزمایش اصلی، ایجاد خستگی در شرکت‌کننده است. در این مطالعه، فرکانس تحریک ۱۰ هرتز در نظر گرفته شده است. آزمایش شامل پنج قسمت است و هر قسمت ۵ دقیقه طول می‌کشد. در طول هر قسمت از آزمایش زمان استراحت وجود ندارد و در تمام مدت، تحریک بینایی نمایش داده می‌شود. پس از اتمام هر قسمت، زمانی برای استراحت به سوژه

^{۱۰} Independent Component Analysis

^{۱۱} Blind source separation



شکل (۳) - نمودار بلوکی روند تعیین شاخص‌های فرکانسی خستگی. $x(t)$ نشانگر سیگنال پیش‌پردازش 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 قله فرکانس تحریک و هارمونیک‌هایش

سپس به منظور حذف اثر الکتروودگذاری بر دامنه سیگنال EEG در افراد مختلف و جلسات مختلف ثبت، سیگنال‌ها طبق رابطه (۳) نرمالیزه شدند تا دارای میانگین صفر و انحراف معیار یک شوند. این کار امکان مقایسه‌های بین‌فردی و برای یک فرد در

$$t = \frac{1}{F_s}, \frac{2}{F_s}, \dots, \frac{N}{F_s}$$

که 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 $w_{Y_k} \in R^{2H}$ ای 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 مسئله بهینه‌سازی رابطه (۲) حاصل می‌شود [۱۷-۱۸].

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

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

ρ_k همبستگی بین \tilde{x} و \tilde{y}_k در فرکانس k ام، O فرکانس بازشناسی شده و E نشانگر امید ریاضی است. پس از یافتن مقدار ρ_k برای تمامی فرکانس‌های تحریک، فرکانس مرتبط با بیشینه مقدار ρ_k ، به عنوان فرکانس بازشناسی شده تعیین خواهد شد.

۷-۲- تعیین شاخص‌های فرکانسی خستگی

شکل ۳، نمودار بلوکی روند تعیین شاخص‌های فرکانسی خستگی را نشان می‌دهد که شامل مراحل فیلتر کردن، نرمالیزه کردن سیگنال، تقسیم‌بندی سیگنال به مراحل ۳۰ ثانیه‌ای و محاسبه 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 برانگیخته مربوط به تحریک است برای دستیابی به بخش خودبخودی^{۱۲} سیگنال از فیلتر ناچ ۱۰ هرتز، ۲۰ هرتز و ۳۰ هرتز استفاده شد. شکل ۴ طیف فرکانسی یک نمونه سیگنال را قبل و بعد از اعمال فیلترهای ناچ ۱۰، ۲۰ و ۳۰ هرتز نشان می‌دهد.

^{۱۲} Spontaneous

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

تحلیل آماری:

شاخص‌های فرکانسی خستگی با استفاده از آزمون نمونه‌های زوجی^{۱۴} بررسی شدند تا مشخص شود آیا مقدار شاخص‌های خستگی بین حالت‌های هوشیار و خسته تفاوت معنی‌دار دارند یا خیر.

طبقه‌بند:

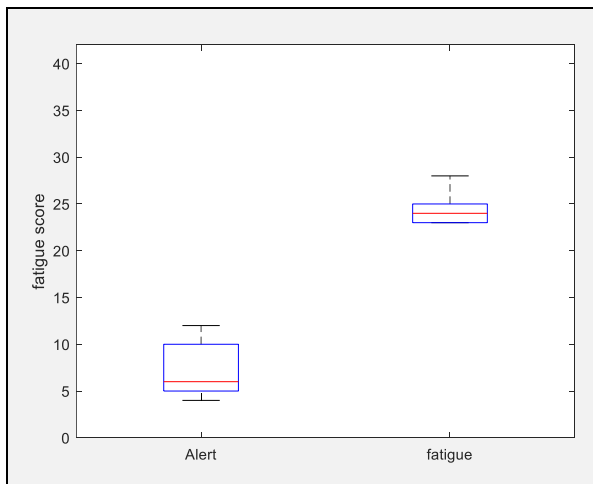
از طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان^{۱۵} (SVM) به صورت طبقه‌بندی دو کلاسه برای تشخیص حالت خسته از هوشیار استفاده شد. در این راستا، از روش اعتبارسنجی متقابل k-fold با مقدار $k = 6$ استفاده شد.

برای ارزیابی کمی توانایی بازشناسی فرکانس تحریک از معیار صحت^{۱۶} (Acc) استفاده شد. رابطه (۶) نحوه محاسبه صحت را نشان می‌دهد که در آن N_c تعداد رخدادهایی است که به درستی و N_e تعداد رخدادهایی است که به اشتباه تشخیص داده شده‌اند.

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

۳- یافته‌ها و بحث

شکل ۵ نمرات خستگی در حالت‌های هوشیار و خسته را با یکدیگر مقایسه می‌کند که نشان می‌دهد نمره خستگی به طور قابل توجهی در حالت خستگی افزایش یافته است.



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^{۱۳} تقسیم شده است. 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 می‌شوند. این شاخص‌ها عبارتند از میانگین دامنه طیف باندهای فرکانسی α ، β و θ ، میانگین دامنه طیف زیرباندهای فرکانسی با گام ۱ هرتز، ۲ هرتز و ۴ هرتز در کل گستره فرکانسی و SNR. میانگین دامنه باندها/زیرباندهای فرکانسی مطابق رابطه (۴) محاسبه شده است [۹].

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

f_2 و f_1 به ترتیب برابر ۴ و ۸ برای θ ، ۸ و ۱۳ برای α ، ۱۳ و ۳۰ برای β و ابتدای و انتهای هر زیرباند است. $|Z(f)|$ اندازه طیف فرکانسی محاسبه شده توسط FFT است و N تعداد نقاط فرکانسی در باند فرکانسی مورد نظر می‌باشد.

برای بررسی دقیق‌تر بازه فرکانسی‌ای که خستگی را بهتر توصیف می‌کند بازه فرکانسی ۴ تا ۳۰ هرتز، با گام‌های فرکانسی ۱ هرتز، ۲ هرتز و ۴ هرتز تقسیم‌بندی شد. سپس دامنه هر زیرباند فرکانسی مطابق رابطه (۴) محاسبه گردید.

به صورت نسبت دامنه سیگنال EEG در فرکانس تحریک (به عنوان سیگنال) به دامنه سیگنال EEG در اطراف فرکانس تحریک (به عنوان نویز) بیان می‌گردد. در این پژوهش، SNR با استفاده از رابطه (۵) محاسبه شده است.

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

در این رابطه $X(f)$ طیف فرکانسی محاسبه شده توسط FFT برای سیگنال پیش‌پردازش شده یعنی $x(t)$ است، f_t فرکانس تحریک و $| \cdot |$ مبنی اندازه است [۱۹]. Δf رزولوشن فرکانسی برابر $0.33/0$ هرتز، m برابر ۲ که نشان‌دهنده $0.6/0$ هرتز گستره فرکانسی است و n برابر ۱۲ که نشان‌دهنده گستره فرکانسی به طول $0.39/0$ هرتز است.

^{۱۵} Support Vector Machine

^{۱۶} Accuracy

^{۱۳} Stage

^{۱۴} Paired sample t-test

فرکانسی ۱۰-۸ هرتز (d) و ۹-۸ هرتز (f) و SNR (b) در طی ده مرحله آزمون که نشانگر روند خسته شدن شرکت کننده 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 مشاهده می‌شود که با خسته شدن سوژه میانگین دامنه طیف باند فرکانسی آلفا افزایش یافته است.

امواج تتا در زمانی که فرد خواب‌آلود است و کاهش توجه و تمرکز دارد افزایش می‌یابد. افزایش امواج تتا نشان‌دهنده خستگی و کاهش میزان توجه فرد است. نتایج استخراج شده از میانگین دامنه طیف باند فرکانسی تتا نشان می‌دهد که با خسته شدن سوژه، امواج تتا افزایش می‌یابد.

امواج بتا در زمان هوشیاری، برانگیختگی و هیجان رخ می‌دهد. مطابق با شکل ۷ مشاهده می‌شود که تغییرات میانگین دامنه باند فرکانسی بتا نسبت به تغییرات میانگین دامنه باند فرکانسی آلفا و تتا کمتر است.

مطابق با شکل ۷، با خسته شدن سوژه، مقدار SNR کاهش یافته است. علت کاهش SNR آن است که سوژه زمانی که خسته می‌شود میزان توجه و تمرکزش به نشانه تحریک کاهش می‌یابد. در نتیجه دامنه قله فرکانس تحریک کم و دامنه باند فرکانسی آلفا افزایش می‌یابد.

SNR می‌تواند شاخص مناسبی برای تعیین خستگی باشد اما یکی از معایب این ویژگی این است که برای محاسبه، نیاز به فرکانس تحریک دارد [۷]. بنابراین در صورتی که اطلاعات سیگنال ثبت شده مانند فرکانس تحریک وجود نداشته باشد (که در کاربردهای BCI اینچنین است)، نمی‌توان از این ویژگی استفاده کرد.

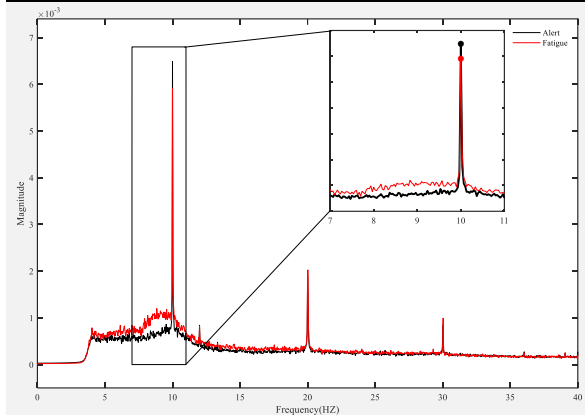
شکل ۷ نشان می‌دهد با خسته شدن سوژه تغییرات میانگین دامنه طیف زیر باند فرکانسی ۹-۸ هرتز و ۱۰-۸ هرتز افزایش می‌یابد و تغییرات آن‌ها نسبت به تغییرات میانگین دامنه طیف باندهای تتا، آلفا و بتا بیشتر است.

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

همانطور که در بخش ۷-۲ بیان شده است، شاخص‌های خستگی مبتنی بر EEG در مرحله یک به عنوان حالت هوشیار و در مرحله ده به عنوان حالت خسته برچسب‌گذاری شده‌اند.

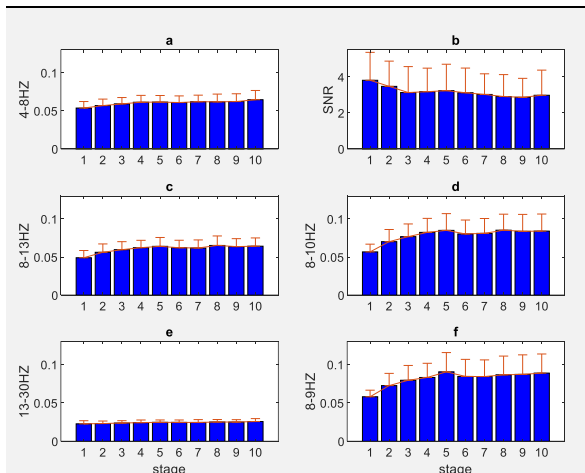
شکل (۵) - میانگین نمرات خستگی پرسشنامه بین سوژه‌ها و آزمون‌ها در دو حالت هوشیار و خسته

شکل ۶ میانگین طیف فرکانسی ۱۰ سوژه که در پنج آزمون شرکت کرده‌اند را برای حالت هوشیار و خسته نشان می‌دهد.



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.

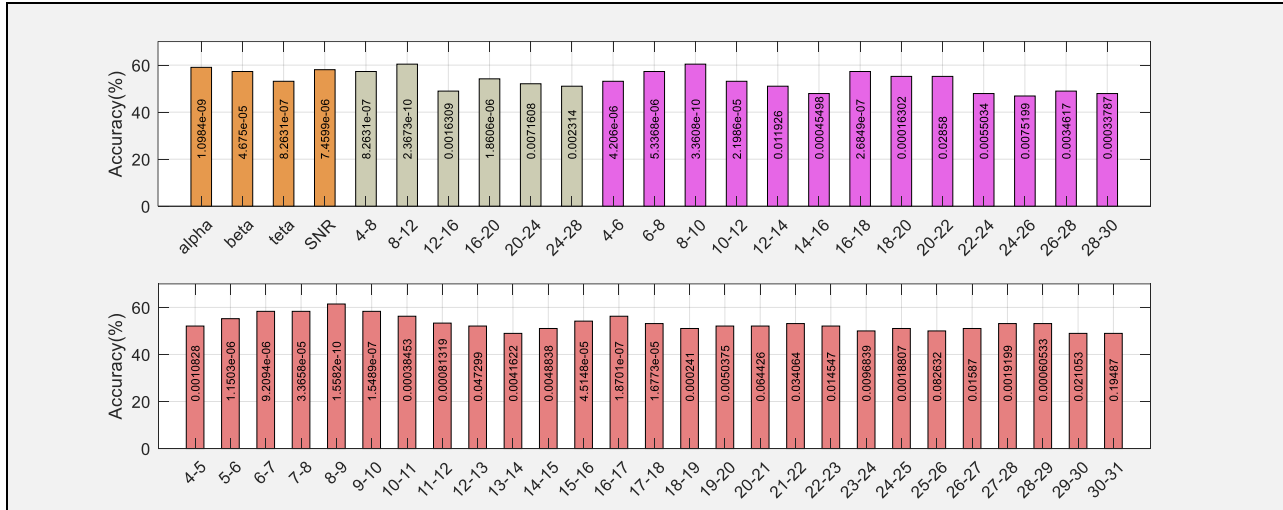
با توجه به این نکته که فرکانس تحریک ده هرتز بوده است، در طیف فرکانسی قله‌هایی در ده و هارمونیک‌های آن مشاهده می‌گردد. نکته جالب توجه آنجا است که با بروز پدیده خستگی، علاوه بر کاهش دامنه قله در فرکانس تحریک (کاهش بخش برانگیخته در سیگنال EEG)، دامنه باند فرکانسی در محدوده ۷ تا ۱۱ هرتز (بخش نویز در سیگنال EEG) افزایش یافته است. شکل ۷ تغییرات میانگین دامنه طیف باندهای فرکانسی تتا، آلفا و بتا، زیرباند فرکانسی ۱۰-۸ هرتز و ۹-۸ هرتز و SNR با خستگی سوژه را طی ده مرحله نشان می‌دهد. این ده مرحله نشانگر روند خسته شدن از هوشیار تا کاملاً خسته است.



شکل (۷) - میانگین و انحراف معیار دامنه‌های باند فرکانسی تتا (a)، آلفا (c) و بتا (e)، زیرباند

معنی‌دار بودن آماری اختلاف آن‌ها در دو مرحله اول و دهم، با استفاده از آزمون نمونه‌های زوجی t بررسی گردید که p -value به دست آمده نیز در شکل ۸ نشان داده شده است.

بر این اساس از شاخص‌های خستگی، میانگین دامنه طیف فرکانسی تتا، آلفا و بتا، میانگین دامنه طیف زیرباند فرکانسی یک هرتز، دو هرتز و چهار هرتز و SNR به منظور طبقه‌بندی استفاده شده است. شکل ۸ درصد صحت طبقه‌بند SVM برای این شاخص‌های خستگی را نشان می‌دهد. همچنین برای تعیین



شکل (۸) - صحت طبقه‌بندی برای میانگین دامنه 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).

به عنوان مناسب‌ترین شاخص فرکانسی برای تعیین خستگی سوژه پیشنهاد گردید.

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

شاخص خستگی پیشنهادی می‌تواند برای ارزیابی میزان راحتی سیستم‌های BCI و رابط‌های انسان-ماشین استفاده گردد و در طراحی سیستم‌های کاربردی مورد استفاده قرار گیرد. این شاخص‌ها دارای اعتبار بالاتری نسبت به پرسشنامه‌های تشخیص خستگی هستند.

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

در شکل ۸ مشاهده می‌شود که صحت طبقه‌بند و مقدار p -value در زیرباند فرکانسی ۹-۸ هرتز در مقایسه با دیگر زیرباندهای فرکانسی ۱ هرتز، زیرباند ۱۰-۸ هرتز در مقایسه با دیگر زیرباندهای فرکانسی دو هرتز، زیرباند ۱۲-۸ هرتز در مقایسه با دیگر زیرباندهای فرکانسی چهار هرتز و شاخص آلفا در مقایسه با دیگر باندهای فرکانسی و SNR به ترتیب بیشتر و کمتر است. با توجه به اینکه در این میان زیرباند فرکانسی ۹-۸ هرتز دارای بیشترین صحت و کمترین مقدار p -value است به عنوان شاخص مناسب برای تعیین خستگی پیشنهاد می‌گردد.

۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله، شاخص‌های فرکانسی دامنه طیف باندهای فرکانسی α ، θ و β و SNR که در مطالعات گذشته برای بررسی خستگی معرفی شده‌اند توسط دادگان پیوسته طولانی مدت بررسی شدند. سپس دامنه طیف زیرباندهای فرکانسی ۱ هرتز، ۲ هرتز و ۴ هرتز به عنوان شاخص خستگی معرفی و بررسی شدند که طبق نتایج به دست آمده، بازه ۹-۸ هرتز به عنوان شاخص مطلوب پیشنهاد گردید. این بازه فرکانسی با خسته شدن سوژه با تفاوت معنی‌داری افزایش می‌یابد. با توجه به اینکه در بین شاخص‌های خستگی، درصد صحت طبقه‌بندی در بازه فرکانسی ۹-۸ هرتز بیشتر و مقدار p -value آن کمتر بوده است،

۶- مراجع

- [1] X. Shu et al., "Tactile Stimulation Improves Sensorimotor Rhythm-Based BCI Performance in Stroke Patients," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*,



- 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/S002239999390081P>
- [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.
- [20] Misirlisoy E. Programming Behavioral Experiments with MATLAB and Psychtoolbox: 9 Simple Steps for Students and Researchers. Routledge; 2016 Nov 10.
- [21] صادقی، مالکی. روش بهبود یافته تحلیل همبستگی متعارف برای بازشناسی فرکانس پتانسیل برانگیخته بینایی حالت ماندگار. مدل سازی در مهندسی. ۱۸ ۲۰۲۰ 199-207. Dec 22;16(55):199-207
- [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.
- 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," *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:

