



## **Analysis and Processing of Electroencephalogram Signals in Diagnosis of Fatigue during Neurofeedback Training**

**Dorvashi, Maryam<sup>1</sup> / Behzadfar, Neda<sup>2\*</sup>**

<sup>1</sup> - M.Sc., Department of Electrical Engineering, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran

<sup>2</sup> - Assistant Professor, Department of Electrical Engineering, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran

### **ARTICLE INFO**

DOI: 10.22041/ijbme.2022.538155.1718

Received: 3 September 2021

Revised: 9 January 2022

Accepted: 9 February 2022

### **KEYWORDS**

*Electroencephalogram*  
*Fatigue*  
*Neurofeedback Training*  
*Power of Lower*  
*Signal Processing*

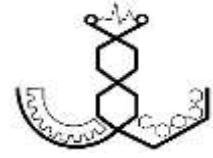
### **ABSTRACT**

Early detection of fatigue helps to improve the quality and effectiveness of neurofeedback training. Diagnosis of fatigue using the EEG signal of participants during neurofeedback training in 10 training sessions is reviewed in this paper. Neurofeedback training has two different neurofeedback training protocols called protocols one and two. The first protocol is a training feature, a combination of frequency and non-frequency features, but the second protocol only includes frequency features. In the first fatigue time protocol, the slope trend of the power changes of the second low alpha sub-band in the OZ channel is decreasing and the permutation entropy in the FZ channel is increasing. The slope of the score changes is also decreasing. In the second protocol, the slope trend of power changes is the second low alpha sub-band in the OZ channel and decreases the score, in other words, the lack of feature change in line with the goal of neurofeedback training is due to fatigue and the participant cannot score. The results are based on the power slope trend of the second lower alpha sub-band and permutation entropy, which indicates that fatigue occurs for one participant in the first protocol and for three participants in the second protocol.

### **\*Corresponding Author**

<b>Address</b>	Department of Electrical Engineering, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran		
<b>Postal Code</b>	85141-43131	<b>Tel</b>	+98-31-42292874
<b>E-Mail</b>	n.behzadfar@pel.iaun.ac.ir	<b>Fax</b>	+98-31-42292874





## تحلیل و پردازش سیگنال الکتروانسفالوگرام در تشخیص خستگی زمان آموزش نوروفیدبک

دوروشی، مریم<sup>۱</sup> / بهزادفر، ندا<sup>۲\*</sup>

<sup>۱</sup> - دانش‌آموخته‌ی کارشناسی ارشد، دانشکده‌ی مهندسی برق، واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران  
<sup>۲</sup> - استادیار، دانشکده‌ی مهندسی برق، واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران

### مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2022.538155.1718

پذیرش: ۲۰ بهمن ۱۴۰۰

بازنگری: ۱۹ دی ۱۴۰۰

ثبت در سامانه: ۱۲ شهریور ۱۴۰۰

### چکیده

### واژه‌های کلیدی

تشخیص به موقع خستگی به بهبود کیفیت و تاثیرگذاری آموزش نوروفیدبک کمک می‌کند. در این مقاله تشخیص خستگی با استفاده از سیگنال الکتروانسفالوگرام شرکت کنندگان در طی آموزش نوروفیدبک در ۱۰ جلسه‌ی آموزش بررسی شده است. آموزش نوروفیدبک دارای دو پروتکل مختلف به نام‌های پروتکل‌های یک و دو است. پروتکل اول ویژگی آموزشی ترکیبی از ویژگی فرکانسی و غیرفرکانسی بوده اما پروتکل دو تنها شامل ویژگی فرکانسی است. در پروتکل اول زمان رخ دادن خستگی، روند شیب تغییرات توان دومین زیرباند پایین آلفا در کانال OZ کاهش می‌یابد، آنتروپی جایگشتی در کانال FZ افزایش می‌یابد و روند شیب تغییرات امتیاز نیز کاهش می‌یابد. در پروتکل دوم روند شیب تغییرات توان دومین زیرباند پایین آلفا در کانال OZ و امتیاز کاهش می‌یابد و به عبارت دیگر ویژگی در راستای هدف آموزش نوروفیدبک در اثر خستگی تغییر نکرده و شرکت کننده نمی‌تواند امتیازگیری داشته باشد. نتایج بر اساس روند شیب تغییرات توان دومین زیرباند پایین آلفا و آنتروپی جایگشتی بیان شده که نشان دهنده‌ی رخ دادن خستگی برای یک شرکت کننده در پروتکل اول و برای سه شرکت کننده در پروتکل دوم است.

سیگنال الکتروانسفالوگرام  
خستگی  
آموزش نوروفیدبک  
زیرباند فرکانسی  
پردازش سیگنال

### \*نویسنده‌ی مسئول

نشانی: دانشکده‌ی مهندسی برق، واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران  
کد پستی: ۸۵۱۴۱-۴۳۱۳۱  
پست الکترونیک: n.behzadfar@pel.iaun.ac.ir  
تلفن: ۹۸-۳۱-۴۲۲۹۲۸۷۴  
دورنگار: ۹۸-۳۱-۴۲۲۹۲۸۷۴



## ۱- مقدمه

از منابع نوروتراپی نیز نامیده می‌شود، معمولاً بازخورد صوتی و یا تصویری را ارائه می‌دهد.

با توجه به مطالعات انجام شده، نوروفیدبک می‌تواند باعث افزایش سطح تحمل بار کاری<sup>۳</sup> در درازمدت، کاهش استرس، افزایش تمرکز، بهبود کنترل هیجانی<sup>۴</sup>، افزایش سطح تحمل شکست<sup>۵</sup> و در نهایت افزایش عزت نفس و خودکارآمدی در افراد شود. میزان موفقیت در تحقیقات علمی منتشر شده برای نوروفیدبک برای شرایط خاص ۷۵ تا ۸۰ درصد است. محیط آزمایشگاهی که در آن درمان نوروفیدبک رخ می‌دهد و اتحاد با درمان‌گر نیز ممکن است عوامل مهمی در موفقیت درمان باشند که هنوز بررسی نشده‌اند.

آموزش نوروفیدبک می‌تواند سبب افزایش عمل‌کرد شناختی افراد سالم مانند بهبود عمل‌کرد حافظه شود. آموزش نوروفیدبک به عنوان یادگیری کنترل رویدادهای مغزی با ارائه‌ی بازخورد حسی (آگاهانه<sup>۶</sup>) مشروط به رویداد تعریف می‌شود. اکثر شرکت‌کنندگان در فرایند نوروفیدبک و آموزش، آن را آرامش‌بخش دانسته و حتی برخی از آن‌ها بلافاصله احساس آرامش کرده و نتیجه می‌گیرند اما با این حال برای هر بیمار متفاوت است. پس از مدتی با انجام آموزش نوروفیدبک، افراد دچار خستگی شده و نمی‌توانند به خوبی آموزش نوروفیدبک را دنبال کنند و قابلیت یادگیری آن‌ها کم می‌شود.

تا کنون مطالعات مختلفی در زمینه‌ی آموزش نوروفیدبک انجام شده است [۱۲]. در مقاله‌ی [۱۳] به طور سیستماتیک مطالعات آموزش نوروفیدبک با استفاده از سیگنال الکتروانسفالوگرافی<sup>۷</sup> (EEG) یا پروتکل‌های مبتنی بر رزونانس مغناطیسی عمل‌کردی در بیماران اختلال افسردگی اساسی<sup>۸</sup> (MDD) مرور شده است. در این مطالعه بیماران اختلال افسردگی اساسی بهبود علائم را نسبت به گروه‌های کنترل نشان داده‌اند.

در مطالعه‌ی [۱۴] از آموزش نوروفیدبک مبتنی بر طیف‌سنجی<sup>۹</sup> مادون قرمز عمل‌کردی بی‌درنگ برای بررسی تغییر انطباق تعارض در طول یک تکلیف استروپ با رنگ کلمه که می‌تواند طبیعی باشد یا خیر استفاده شده است. در این مطالعه قشر جلوی پیشانی پشتی سمت چپ به عنوان ناحیه‌ی هدف مغز در نظر گرفته شده است. در این تحقیق افراد سالم با الگوی معکوس سازگاری تعارض به طور تصادفی در دو گروه آزمایش یا کنترل قرار گرفته‌اند. نتیجه‌ی تحقیق نشان می‌دهد که

تجزیه و تحلیل اتصال عمل‌کردی مغز یک ابزار موثر برای تشخیص حالت‌های مختلف مغز است [۱، ۲]. فشار روانی بیش از حد همراه با ساعت‌های کار طولانی و فشار کار بیش از حد ممکن است باعث خستگی افراد شده و بر عمل‌کرد شناختی و حرکتی آن‌ها تأثیرگذار باشد. ورود افراد به حالت خستگی نشان دهنده‌ی کاهش منابع توجه افراد است. حالت خستگی می‌تواند باعث تغییراتی در عمل‌کرد شناختی مغز شود [۳، ۴]. در این حالت بدن قادر به شروع یا حفظ شدت عمل‌کرد خاص در طول فعالیت‌های فیزیولوژیکی نبوده و ویژگی‌های پاسخ عصبی مغز ممکن است با حالت طبیعی متفاوت باشد [۵، ۶]. تا کنون روش‌های مختلفی برای آشکارسازی خستگی<sup>۱</sup> ارائه شده است که از آن جمله می‌توان به تحریک الکترومغناطیسی انتشار صوتی [۷]، ترکیب چند ویژگی صورت [۸] و اندازه‌گیری‌های پیزومغناطیسی [۹] اشاره کرد.

در مقاله‌ی [۱۰] با توجه به معیارهای پذیرش و رد الگوریتم، ترکیبات پارامترهای مختلف ویژگی برای ساخت یک مدل تشخیص حرکت خستگی ورزش‌کاران بر اساس ماشین بردار پشتیبان پیشنهاد شده است. در این مقاله روش فیلتر میانی تطبیقی برای صاف کردن تصویر و حذف نویز انتخاب شده و از روش یک‌سان‌سازی آستانه‌ی تطبیقی برای تنظیم برابری نور تصویر استفاده شده است. در این پژوهش بر اساس آزمون t نمونه‌ی زوجی و روش تحلیل واریانس، تأثیر جامع تفاوت‌های ورزش‌کاران فردی و تمرین خستگی بر رفتار ورزشی و ویژگی‌های حرکت چشم مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته و کمی‌سازی شده است.

در مقاله‌ی [۱۱] یک روش برای تشخیص خستگی بر اساس وضعیت چشم با تقسیم‌بندی مردمک و عنبیه ارائه شده و در آن یک شبکه‌ی متشکل از تقسیم‌بندی و تصمیم‌گیری طراحی شده است که دقت و تعمیم تخمین باز بودن چشم را تا حد زیادی بهبود می‌بخشد. در این روش تشخیص راننده‌ی خواب‌آلود توسط مجموعه‌ی داده‌های ویدئویی انجام شده و دقت تشخیص خستگی برابر با ۹۶/۷۲٪ به دست آمده است.

نوروفیدبک<sup>۲</sup> (NFB) نوعی بیوفیدبک است که بازخوردی را در زمان واقعی از فعالیت مغز ارائه کرده تا عمل‌کرد سالم مغز را از طریق شرطی‌سازی عملی تقویت کند. نوروفیدبک که در برخی

<sup>۶</sup> Conscious

<sup>۷</sup> Electroencephalogram

<sup>۸</sup> Major Depressive Disorder

<sup>۹</sup> Spectroscopy-Based Neurofeedback Training

<sup>۱</sup> Fatigue Detection

<sup>۲</sup> Neurofeedback

<sup>۳</sup> Workload

<sup>۴</sup> Emotional Control

<sup>۵</sup> Failure Tolerance Level



ویژگی‌های EEG می‌تواند حالت خستگی را توصیف کند. در این مقاله از تحلیل سیگنال EEG برای تشخیص خستگی هنگام آموزش نوروفیدبک استفاده شده است. تشخیص به موقع خستگی به بهبود کیفیت و تاثیرگذاری آموزش نوروفیدبک کمک می‌کند. برای انجام این تحقیق ۱۲ نفر شرکت کننده در طول آموزش نوروفیدبک در طی ۱۰ جلسه مورد بررسی قرار گرفته‌اند. آموزش نوروفیدبک شامل دو پروتکل مختلف است که پروتکل اول ویژگی آموزشی ترکیبی از ویژگی فرکانسی و غیرفرکانسی بوده اما پروتکل دوم تنها شامل ویژگی فرکانسی می‌باشد. نتایج بر اساس روند شیب تغییرات توان دومین زیرباند پایین آلفا و آنتروپی جایگشتی بیان شده است. نتایج نشان می‌دهد که در پروتکل اول برای یک شرکت کننده و در پروتکل دوم برای سه شرکت کننده خستگی رخ داده است.

## ۲- مواد و روش‌ها

در این بخش ابتدا مشخصات افراد شرکت کننده بیان شده و سپس به پیش‌پردازش و استخراج ویژگی‌ها اشاره شده است.

### ۲-۱- مشخصات شرکت کنندگان

در این تحقیق از مجموعه‌ی داده‌ی پایان‌نامه‌ی [۲۵] استفاده شده که شامل ۱۲ دانشجوی خانم سالم و بدون داشتن سابقه‌ی بیماری در بازه‌ی سنی ۲۷ تا ۳۵ سال با میانگین سن ۲۷/۲۳ و پراکندگی ۳/۳۲ است. آمادگی و سابقه‌ی اولیه‌ی شرکت کنندگان در تحقیق از نظر سابقه‌ی بیماری مغز و اعصاب و ... با تکمیل پرسش‌نامه پیش از شروع آموزش NFB ثبت شده است. پروتکل آموزش NFB شامل ۱۰ جلسه و هر جلسه شامل سه بازه‌ی ۱۰ دقیقه‌ای با فاصله‌ی زمانی ۵ دقیقه بین آن‌ها است. افراد شرکت کننده به طور تصادفی به دو گروه مساوی تقسیم شده و هر گروه به صورت مجزا در یک پروتکل، آموزش داده شده‌اند. همچنین کلیات طرح توسط کمیته‌ی اخلاق پزشکی دانشگاه تربیت مدرس مورد تایید قرار گرفته است. تغییر هر دو ویژگی آنتروپی جایگشتی و توان دومین زیرباند پایین آلفا در امتیازدهی به شرکت کنندگان در هر جلسه در پروتکل اول موثر بوده و تغییر توان دومین باند پایین آلفا تنها در امتیازدهی در پروتکل دوم موثر است. امتیاز پروتکل اول به صورت زیر قابل محاسبه است.

امتیاز پروتکل اول = ضریب تاثیر ویژگی «امتیاز هر ویژگی» + امتیاز قبلی

برای تشویق فرد شرکت کننده در ثانیه‌ی اول امتیاز ۱۰ داده شده و پس از آن بر اساس میزان موفقیت در فرایند آموزش

آموزش توزیع شده به مدت ۸۰ دقیقه منجر به بهبود بیش‌تر در گروهی شده که نوروفیدبک واقعی دریافت کرده نه مانند گروه کنترل که نوروفیدبک ساختگی دریافت کرده‌اند.

در پژوهش [۱۵] تعیین خواب نوروفیدبک بر شدت درد، شدت علائم، کیفیت و عمل کرد شناختی بیماران مبتلا به فیبرومیالژیا بررسی شده است. این مطالعه یک کارآزمایی تصادفی کنترل شده است. تعداد ۶۰ شرکت کننده به طور تصادفی در یک گروه نوروفیدبک و تعداد ۲۰ شرکت کننده در یک گروه پشتیبانی تلفنی قرار گرفته‌اند. نتایج حاصل از مدل‌سازی معادلات برآورد تعمیم یافته و تعاملات گروه، زمان قابل توجهی را برای شدت درد نشان داده است.

در تحقیق [۱۶] یک پروتکل آموزش نوروفیدبک برای آموزش افراد غیرنقاش جهت دستیابی به الگوی فعالیت مغزی افراد نقاش طراحی شده است. پروتکل آموزش به صورت افزایش توان نسبی بتای میانی و کاهش توان آلفا در کانال T5 در نظر گرفته شده است. از بعد فراکتال به روش کتز که ویژگی فارغ از ویژگی‌های آموزش نوروفیدبک بوده به عنوان ناظر خستگی و خارج شدن فرد از حالت عادی بهره گرفته شده است.

الکتروانسفالوگرافی بازتابی کلی از فعالیت الکتروفیزیولوژیکی سلول‌های مغز در سطح قشر یا پوست سر است و به طور گسترده در زمینه‌های رابط مغز و کامپیوتر، تشخیص بیماری، پایش خستگی و علوم شناختی مورد استفاده قرار می‌گیرد [۱۷]، [۱۸]. دستگاه‌های مبتنی بر الکتروانسفالوگرافی می‌توانند قابل حمل، غیرتهاجمی و دارای فناوری وضوح زمانی بالا برای ضبط سیگنال عصبی باشند [۱۹، ۲۰].

با افزایش سطح خستگی ذهنی، توان نسبی ریتم‌های تتا، آلفا و بتای امواج سیگنال EEG کاهش می‌یابد [۲۱، ۲۲]. در حالت استراحت همبستگی منفی قوی قدرت آلفا و همبستگی مثبت توان تتا با خواب آلودگی ذهنی برای EEG نشان داده شده است. با افزایش خستگی ذهنی، قدرت ریتم آلفا در هنگام باز بودن چشم‌ها افزایش یافته و با بسته شدن چشم‌ها کاهش می‌یابد [۲۳، ۲۴].

نوروفیدبک از سیگنال‌های EEG سطحی برای درمان استفاده می‌کند. نوروفیدبک نسبتاً غیرتهاجمی بوده و به عنوان یک گزینه‌ی درمانی طولانی مدت تجویز شده که تکمیل فرایند آن معمولاً یک ماه طول می‌کشد. اکثر مطالعات NFB به دلیل مسائل روش‌شناختی مانند عدم استفاده یا آزمایش اعتبار یک نوروفیدبک کامل کور یا ساختگی، محدود می‌شوند.

حالت خستگی باعث افزایش فعالیت سیگنال‌های گاما و تتا در مغز می‌شود. با توجه به حساسیت EEG به خستگی، برخی از

در راستای هدف آموزش دنبال می‌کند. در اثر بروز خستگی سوژه نمی‌تواند ویژگی را در جهت مناسب دنبال کند و روند تغییرات ویژگی آموزشی هم‌راستا با هدف آموزشی نخواهد بود. بررسی روند تغییرات شیب ویژگی آموزشی می‌تواند پارامتر مناسبی برای آشکارسازی خستگی باشد.

در این تحقیق جهت پیش‌پردازش و افزایش کیفیت سیگنال EEG از فیلتر باترورث میان‌گذر مرتبه‌ی شش با پهنای باند ۰/۴-۴۵ هرتز استفاده شده و نویز برق شهر نیز با فیلتر میان‌گذر ۵۰ هرتز حذف شده است. بخش‌هایی از سیگنال EEG شامل آرتیفکت ناشی از حرکت‌های چشم، پلک زدن و انقباض عضلات نیز حذف شده است. در ادامه با پنجره‌ی هنینگ دو ثانیه‌ای با برهم‌پوشانی ۵۰ درصد، توان دومین زیرباند پایین آلفا از کانال OZ و آنتروپی جایگشتی از کانال FZ استخراج شده است.

چگالی طیف توان سیگنال EEG با استفاده از پرپودگرام میانگین بهبود یافته به روش ولش با پنجره‌ی هنینگ دو ثانیه‌ای با برهم‌پوشانی ۵۰ درصد محاسبه شده است [۲۶]. چگالی طیف توان سیگنال‌های EEG پایه در حالت چشم باز و چشم بسته روی هم رسم شده و پهنای باند پنجره‌ی فرکانسی f1-f2 مطابق روش مرجع [۲۷] ارائه شده است. پنجره‌ی فرکانسی f1-f2 محدوده‌ی پیک آلفا است که باید برای هر فرد جداگانه مشخص شود. پنجره‌ی فرکانسی f1-f2 محدوده‌ای است که حداقل ۲۰ درصد دامنه‌ی چگالی طیف توان سیگنال EEG در حالت چشم باز در پاسخ به چگالی طیف توان سیگنال EEG در حالت چشم بسته تلافی کند. پس از تعیین پنجره‌ی فرکانسی f1-f2 به صورت مجزا برای هر فرد، پیک آلفا<sup>۴</sup> برای هر فرد با عبارت IAF به صورت زیر تعیین شده است.

$$IAF = \frac{\sum_{f=f_1}^{f_2} \bar{P}_r(f) \times f}{\sum_{f=f_1}^{f_2} \bar{P}_r(f)} \quad (1)$$

در این رابطه  $\bar{P}_r(f)$  تخمین چگالی طیف توان سیگنال مغزی پایه در حالت چشم بسته در فرکانس  $f$  است. برای جبران تغییرات در اثر پارامترهای مختلف مانند امپدانس الکترودها، توان نسبی سیگنال EEG مطابق با رابطه‌ی (۲) محاسبه شده است [۲۸].

$$Pr(f) = \frac{Pa(f)}{\sum Pa(f_i)} \quad (1)$$

در این رابطه  $Pr(f)$  توان نسبی در فرکانس  $f$ ،  $Pa(f)$  قدرمطلق چگالی طیف توان در فرکانس  $f$  و  $\sum$  مجموع توان در کل پهنای

امتیاز در نظر گرفته شده است. تغییر حداقل یک درصد در راستای مطلوب و هدف آموزش نوروفیدبک برای امتیازدهی لازم است. سوژه در هر جلسه‌ی آموزش امتیاز دریافت کرده و تلاش می‌کند تا امتیاز خود را افزایش دهد.

در هر دو پروتکل، سیگنال شرکت کنندگان در سه شرایط متفاوت سیگنال پایه‌ی یک<sup>۱</sup>، سیگنال تعلیم<sup>۲</sup> و سیگنال پایه‌ی دو<sup>۳</sup> مطابق جدول (۱) ثبت شده است. در پروتکل یک، سیگنال EEG توسط کانال OZ و FZ و در پروتکل دو توسط کانال OZ در فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۶ هرتز ثبت شده است.

جدول (۱) - شرایط مختلف ثبت سیگنال

سیگنال	مدت	شرایط	زمان
پایه یک	۲ دقیقه	چشم بسته و چشم باز	قبل از آغاز هر جلسه‌ی آموزش
تعلیم	سه بازه‌ی ۱۰ دقیقه‌ای با فاصله‌ی زمانی ۵ دقیقه (معادل با زمان هر جلسه‌ی آموزش)	عادی	در هنگام اجرای هر جلسه‌ی آموزش
پایه دو	۲ دقیقه	چشم بسته و چشم باز	پس از اتمام هر جلسه‌ی آموزش

## ۲-۲- پردازش داده‌ها

برای تشخیص خستگی در آموزش نوروفیدبک، سیگنال‌های تعلیم در هر ۱۰ جلسه‌ی آموزش مورد بررسی قرار گرفته است. هم‌چنین برای تشخیص خستگی از سیگنال EEG در هنگام آموزش نوروفیدبک، ویژگی مناسب بدون داشتن ارتباط با هدف نوروفیدبک تعیین شده است. بنابراین ویژگی‌های فرکانسی و غیرفرکانسی از سیگنال‌های EEG پایه‌ی یک و دو استخراج شده و با به کارگیری آزمون آماری وجود تفاوت معنادار در ویژگی‌ها بین حالت استراحت و حافظه سنجیده شده است.

ویژگی‌های استخراج شده بین حالت استراحت و حافظه تمایز ایجاد کرده و ویژگی مناسب که بین حالت استراحت و حافظه تمایز ایجاد نکند، پیدا نشده است. بنابراین روند تغییرات شیب ویژگی‌های آموزشی و امتیاز کسب شده در ابتدا و ادامه‌ی هر یک از جلسات آموزش NFB در هر دو پروتکل در این تحقیق بررسی شده است. ویژگی‌های آموزشی هم در حالت آموزش و یادگیری سوژه و هم در حالت خستگی تغییر کرده است. سوژه در فرایند آموزش، ویژگی آموزشی را یاد گرفته و آن ویژگی را

<sup>۱</sup> Baseline

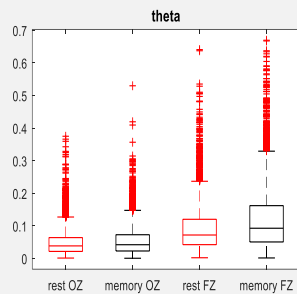
<sup>۲</sup> Individual Alpha Frequency

<sup>۱</sup> Baseline

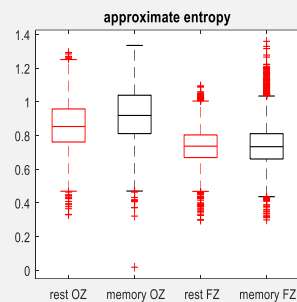
<sup>۲</sup> Train Signal



حالت استراحت و حافظه تمایز ایجاد می‌کنند (p-value کم‌تر از ۰/۰۵). بنابراین ویژگی که بین حالت استراحت و حافظه در مغز تفاوتی ایجاد نکند، یافت نشده و برای تشخیص خستگی در هنگام آموزش نوروفیدبک، روند تغییرات شیب ویژگی‌های آموزشی و امتیاز کسب شده‌ی هر دو پروتکل آموزش نوروفیدبک در هر ۱۰ جلسه مورد بررسی قرار گرفته است.



شکل (۱) - آزمون آماری ویژگی تئای فرکانسی بین حالت استراحت و حافظه در کانال FZ و OZ (\* مشخص کننده‌ی مقدار p-value کم‌تر از ۰/۰۵)



شکل (۲) - آزمون آماری ویژگی آنترپوی تقریبی غیرفرکانسی بین حالت استراحت و حافظه در کانال FZ و OZ (\* مشخص کننده‌ی مقدار p-value کم‌تر از ۰/۰۵)

جدول (۲) - نتایج آزمون آماری ویژگی‌های فرکانسی و غیرفرکانسی بین حالت استراحت و حافظه

p-value بین حالت استراحت و حافظه		ویژگی
کانال OZ	کانال FZ	
۳/۱۶۲۳ e-۰۶	۱/۷۹۶۳ e-۲۷	دلتا
۶/۹۰۸۴ e-۰۷	۵/۸۷۰۰ e-۴۶	تتا
۸/۱۴۲۳ e-۰۷	۰/۰۰۲	اولین زیرباند پایین آلفا
۱/۸۳۴۸ e-۷۶	۷/۳۷۳۵ e-۳۵	دومین زیرباند پایین آلفا
۰/۰۰۴	۳/۲۵۵۹ e-۳۷	باند بالای آلفا
۲/۴۱۸۱ e-۴۰	۵/۳۶۵۹ e-۰۹	SMR
۱/۴۴۷۴ e-۷۶	۰/۰۰۳۸	آنترپوی تقریبی
۶/۱۰۱۵ e-۳۷	۳/۹۷۵۹ e-۳۲	آنترپوی جایگشتی
۱/۲۴۰۸ e-۱۱	۵/۳۷۳۰ e-۰۵	آنترپوی موجک
۹/۸۴۰۳ e-۶۳	۰/۰۰۲۳	فراکتال کتر
۴/۴۵۷۱ e-۳۷	۲/۰۶۹۰ e-۳۲	فراکتال پتروشن
۸/۲۱۸۵ e-۱۲	۲/۰۶۹ e-۰۵	rms

باند است. پس از تعیین IAF، بازه‌ی فرکانسی دومین زیرباند پایین آلفا به فرم IAF-2:IAF تعیین شده است [۲۹، ۳۰].

## ۳-۲- تشخیص خستگی

سوژه در ابتدای هر جلسه‌ی آموزش می‌تواند اهداف آموزش نوروفیدبک را دنبال کرده و متعاقباً روند تغییرات شیب ویژگی‌های آموزشی در راستای هدف آموزش نوروفیدبک بوده و روند تغییرات امتیاز به دست آمده نیز افزایشی است اما اگر سوژه در ادامه‌ی همان جلسه‌ی آموزش نتواند هدف آموزش نوروفیدبک را دنبال کند، روند تغییرات شیب ویژگی‌های آموزشی کند یا مخالف هدف آموزش نوروفیدبک شده و روند تغییرات امتیاز نیز کاهش یافته‌ی بوده که نشان دهنده‌ی ایجاد خستگی در سوژه می‌باشد. بنابراین به منظور تشخیص خستگی، ابتدا تغییرات شیب ویژگی‌های آموزشی و امتیاز کسب شده هر ۱۰ ثانیه یک بار در سیگنال تعلیم محاسبه شده و سپس روند تغییرات شیب ویژگی‌های آموزشی و امتیاز در کل زمان آموزش بررسی شده است. شیب ویژگی معادل با مشتق اول و روند تغییرات شیب ویژگی معادل با مشتق دوم ویژگی است. اگر روند تغییرات شیب ویژگی افزایشی باشد بیان‌گر مثبت بودن مشتق دوم ویژگی و اگر روند تغییرات شیب ویژگی کاهش یافته‌ی باشد، نشان دهنده‌ی منفی بودن مشتق دوم ویژگی است.

## ۳- یافته‌ها و بحث

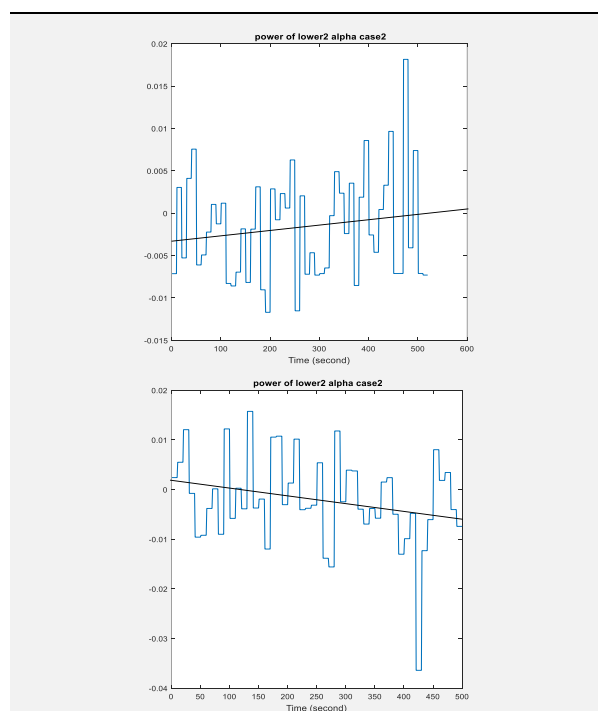
برای تشخیص خستگی در هنگام آموزش NFB، ویژگی فاقد ارتباط با هدف نوروفیدبک که بین حالت استراحت و حافظه در مغز تمایزی ایجاد نکند، مناسب است و در عین حال این ویژگی باید با ایجاد خستگی تغییر کند. بنابراین ویژگی‌های فرکانسی و غیرفرکانسی متفاوت از سیگنال‌های پایه استخراج شده و وجود تفاوت معنادار در ویژگی‌ها بین حالت استراحت و حافظه با به کارگیری آزمون آماری سنجیده شده است.

تمام ویژگی‌های مذکور در کانال OZ و FZ بین حالت استراحت و حافظه تمایز ایجاد کرده‌اند (p-value کم‌تر از ۰/۰۵). ویژگی توان دومین زیرباند پایین آلفا بیش‌ترین تمایز را از بین ویژگی‌های فرکانسی بین حالت استراحت و حافظه در کانال OZ ایجاد کرده و ویژگی آنترپوی جایگشتی از بین ویژگی‌های غیرفرکانسی بیش‌ترین تمایز را بین حالت استراحت و حافظه در کانال FZ ایجاد کرده است.

در شکل‌های (۱) و (۲) نتایج آزمون آماری برای ویژگی‌های فرکانسی و غیرفرکانسی در کانال‌های FZ و OZ به ترتیب برای ویژگی تتا و ویژگی آنترپوی تقریبی نشان داده شده است. مطابق جدول (۲) تمام ویژگی‌های فرکانسی و غیرفرکانسی بین

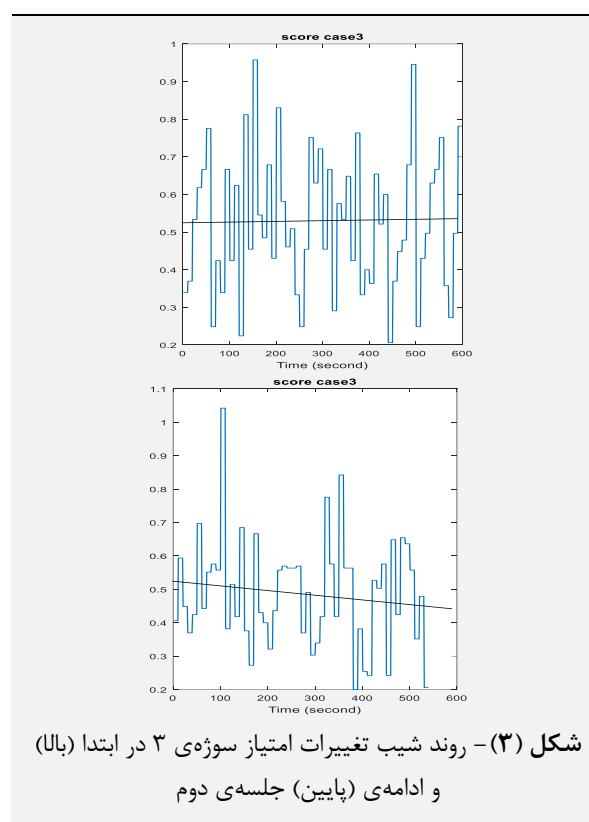
آنتروپی جایگشتی را نشان می‌دهد. روند تغییرات امتیاز کسب شده نیز در ادامه‌ی جلسه‌ی دوم کاهش است و به عبارت دیگر سوژه‌ی ۳ در ادامه‌ی جلسه‌ی دوم بر اثر خستگی نمی‌تواند هدف آموزش نوروفیدبک را دنبال کرده و ویژگی‌ها را در راستای هدف آموزش نوروفیدبک تغییر دهد.

در پروتکل دوم نیز روند تغییرات شیب توان دومین زیرباند پایین آلفا در کانال OZ و امتیاز کسب شده در تمام جلسات آموزش نوروفیدبک در هر یک از شرکت‌کننده‌ها بررسی شده است. بر اساس نتایج، سوژه‌ی ۲ در جلسه‌ی چهارم، سوژه‌ی ۴ در جلسه‌ی اول و سوژه‌ی ۵ در جلسه‌ی نهم و دهم دچار خستگی شده است. روند تغییرات شیب ویژگی آموزشی در ابتدا و ادامه‌ی جلسه‌ی چهارم در شکل (۴) نشان داده شده است. در سوژه‌های ۴ و ۵ نیز روند تغییرات شیب ویژگی‌های آموزشی و امتیاز آن مشابه سوژه‌ی ۲ در حین رخداد خستگی است. ویژگی‌های آموزشی در پروتکل یک شامل توان دومین زیرباند پایین آلفا، آنتروپی جایگشتی و امتیاز حاصل در هر جلسه و در پروتکل دو شامل ویژگی توان دومین زیرباند پایین آلفا و امتیاز تغییرات خود را در حین آموزش و خستگی به خوبی نشان داده‌اند. نمودارهای میله‌ای نشان دهنده‌ی شیب ویژگی‌های آموزشی و امتیاز در هر ۱۰ ثانیه بوده و شیب خط فیت شده معادل با تغییرات شیب (مشتق دوم) ویژگی‌های آموزشی و امتیاز است. تغییرات شیب ویژگی‌ها و امتیاز در جدول (۳) ارائه شده است.



شکل (۴) - روند تغییرات شیب توان دومین زیرباند پایین آلفا در ابتدا (بالا) و ادامه‌ی (پایین) جلسه‌ی چهارم

برای هر یک از شرکت‌کنندگان در پروتکل اول روند تغییرات شیب توان دومین زیرباند پایین آلفا در کانال OZ، آنتروپی جایگشتی در کانال FZ و امتیاز کسب شده در تمام جلسات آموزش بررسی شده است. نتایج نشان داده که در سوژه‌ی ۳ در جلسه‌ی دوم خستگی ایجاد شده است. به عنوان نمونه روند شیب تغییرات امتیاز سوژه‌ی ۳ در ابتدا و ادامه‌ی جلسه‌ی دوم در شکل (۳) نشان داده شده است. در ابتدای جلسه‌ی دوم، روند تغییرات شیب توان دومین زیرباند پایین آلفا در کانال OZ مثبت و افزایشی بوده که نشان دهنده‌ی افزایش توان دومین زیرباند پایین آلفا است. روند شیب تغییرات آنتروپی جایگشتی در کانال FZ نیز منفی و کاهش یافته که نشان دهنده‌ی کاهش آنتروپی جایگشتی است.



شکل (۳) - روند شیب تغییرات امتیاز سوژه‌ی ۳ در ابتدا (بالا) و ادامه‌ی (پایین) جلسه‌ی دوم

در ابتدای جلسه‌ی دوم روند تغییرات شیب امتیاز کسب شده نیز افزایشی است و به عبارت دیگر سوژه‌ی ۳ در ابتدای جلسه‌ی دوم مطابق با هدف آموزش نوروفیدبک پیش رفته و تغییرات در راستای هدف آموزش نوروفیدبک بوده که نشان دهنده‌ی موثر بودن آموزش نوروفیدبک و هم‌کاری سوژه در فرایند آموزش و نرمال بودن وضعیت اولیه‌ی سوژه است. با این حال در ادامه‌ی جلسه‌ی دوم روند تغییرات شیب توان دومین زیرباند پایین آلفا در کانال OZ کاهش یافته که نشان دهنده‌ی کاهش توان دومین زیرباند پایین آلفا است. روند تغییرات شیب آنتروپی جایگشتی در کانال FZ مثبت و افزایشی است که افزایش



### جدول (۳) - تغییرات شیب ویژگی و امتیاز در هردو پروتکل آموزشی

تغییر شیب امتیاز		تغییر شیب توان دومین زیرباند آلفا		تغییر شیب آنتروپی جایگشتی		نوع پروتکل
ادامه‌ی آموزش	ابتدای آموزش	ادامه‌ی آموزش	ابتدای آموزش	ادامه‌ی آموزش	ابتدای آموزش	پروتکل اول
۰/۱-	۰/۸	۰/۱۵-	۰/۱۹	۰/۱۷-	۰/۲	سوژه‌ی ۳ جلسه‌ی ۲
ادامه‌ی آموزش	ابتدای آموزش	ادامه‌ی آموزش	ابتدای آموزش	ادامه‌ی آموزش	ابتدای آموزش	پروتکل دوم
۰/۴-	۰/۷	۰/۱۶-	۰/۶	-	-	سوژه‌ی ۲ جلسه‌ی ۴
۰/۴۲-	۰/۳۳	۰/۱-	۰/۹۲	-	-	سوژه‌ی ۴ جلسه‌ی ۱
۰/۶-	۰/۲۸	۰/۲۶-	۰/۵۶	-	-	سوژه‌ی ۵ جلسه‌ی ۹
۰/۱۱-	۰/۹۵	۰/۵۴-	۰/۸۷	-	-	سوژه‌ی ۵ جلسه‌ی ۱۰

#### ۴- نتیجه‌گیری

برای تشخیص سطح خستگی از شیوه‌های ارزیابی ذهنی استفاده شده زیرا با توجه به پاسخ افراد به حالت‌های متفاوت یک مقیاس، میزان و حد خستگی تعیین می‌شود. تشخیص به هنگام خستگی سبب حفظ کیفیت فعالیت مورد نظر می‌شود. بنابراین تشخیص خستگی در هنگام فرایند آموزش نوروفیدبک مهم و ضروری است زیرا کیفیت آموزش و قابلیت یادگیری شرکت کنندگان را حفظ می‌کند.

تشخیص خستگی در هنگام آموزش نوروفیدبک در این مقاله بررسی شده است. روند تغییرات شیب ویژگی‌های آموزشی شامل ویژگی فرکانسی و غیرفرکانسی هر ۱۰ ثانیه یک بار بررسی شده تا امکان هشدار وقوع خستگی در هنگام آموزش نوروفیدبک فراهم شود. به منظور تشخیص خستگی در حین آموزش نوروفیدبک، شیب ویژگی معادل با مشتق اول بوده و بررسی تغییرات شیب ویژگی معادل با مشتق دوم ویژگی است که نشان دهنده‌ی چگونگی نرخ تغییرات ویژگی می‌باشد. بنابراین مشتق دوم ویژگی آموزشی و امتیاز، روش پیشنهادی این تحقیق برای تشخیص خستگی است. روش پیشنهادی می‌تواند در سیستم تشخیص خستگی در هنگام آموزش نوروفیدبک به کار برده شود تا با پایش مداوم افراد در هنگام آموزش نوروفیدبک، خستگی را در حین آموزش هشدار داده و کیفیت آموزش را بهبود بخشد. بنابراین با این روش تعداد جلسات درمان کاهش یافته و فرد زودتر به کارایی خواهد رسید. جهت آموزش افراد با نوروفیدبک، در پژوهش شعوری و هم‌کارانش [۱۵] یک ویژگی به عنوان شاخص خستگی و خارج شدن فرد از حالت عادی در نظر گرفته شده که برای تعیین آن از ویژگی‌های غیرخطی که تمایز مناسبی بین دو گروه نقاش و غیرنقاش ایجاد نمی‌کنند استفاده شده و شاخص DB برای ویژگی‌های غیرخطی محاسبه شده است.

دو ویژگی بعد فراکتال به روش کتر و بعد همبستگی، تمایزی بین دو گروه نقاش و غیرنقاش ایجاد نکرده است. با توجه به

ساده‌تر بودن و کوتاه‌تر بودن زمان محاسبه‌ی بعد فراکتال با روش کتر نسبت به بعد همبستگی، این ویژگی به عنوان شاخص خستگی در حین آموزش انتخاب شده که در حین آموزش نوروفیدبک، شاخص خستگی هر ۱۵ ثانیه محاسبه شده است. اگر مقدار بعد فراکتال سیگنال EEG سوژه به صورت معناداری کم‌تر از میانگین بعد فراکتال دو گروه نقاش و غیرنقاش باشد، با روشن شدن یک LED به کاربر اطلاع داده می‌شود.

در مقاله‌ی [۳۱] طیف فرکانسی و انرژی زمان-فرکانس به عنوان ویژگی در آزمایش نوروفیدبک به کار گرفته شده است. در پژوهش حاضر نیز تغییرات توان دومین زیرباند پایین آلفا و آنتروپی جایگشتی بیان‌گر تغییرات ذهنی افراد در حین آموزش و خستگی است. روش پیشنهادی برای ارزیابی خستگی می‌تواند در پژوهش‌های آینده توسط متخصصین روان‌شناسی نیز در حین آموزش نوروفیدبک مورد بررسی قرار گیرد زیرا امروزه از مجموعه‌ی ماژول‌های نرم‌افزاری برای طراحی و آموزش نوروفیدبک استفاده شده تا محیطی ساده و آسان برای آموزش و بهینه‌سازی پارامترهای آزمایشات نوروفیدبک فراهم شود.

#### ۵- سپاس‌گزاری

از عوامل اجرایی نشریه و داوران محترم که نظرات آن‌ها باعث بهبود کیفیت مقاله شده، تشکر و قدردانی می‌شود.

#### ۶- مراجع

- [1] S.B. Emami, N. Nourafza, S. Fekri-Ershad, "A method for diagnosing of Alzheimer's disease using the brain emotional learning algorithm and wavelet feature", Journal of Intelligent Procedures in Electrical Technology, vol. 13, no. 52, pp. 65-78, March 2023.

[۲] مریم مقدم، فرزاد توحیدخواه، گلناز بغدادی، "مدل شناختی ناوبری: تعامل هیپوکمپ و پیش‌پیشانی، مهندسی پزشکی زیستی، سال: ۱۵، ش: ۲، ص: ۱۱۱-۱۴۰۰، ۱۴۰۰.





- [16] N. Shourie, M. Firoozabadi, K. Badie. "Analysis of EEG signals related to artists and nonartists during visual perception, mental imagery, and rest using approximate entropy", *BioMed Research International*, vol. 2014, Article ID: 764382, pp. 1-10, July 2014.
- [17] N. Dashti, M. Khezri, "Recognition of motor imagery based on dynamic features of EEG signals", *Journal of Intelligent Procedures in Electrical Technology*, vol. 11, no. 43, 13-27, Dec. 2020.
- [۱۸] بهناز شیخ الاسلامی، قاسم صادقی بجستانی، رضا یعقوبی کریموی، ریحانه ظریفیان، "تفکیک افراد سالم و ADHD در دوران کودکی و بزرگسالی با استفاده از فضای فاز EEG مرتب شده توسط قطعات پوانکاره شعاعی"، *مهندسی پزشکی زیستی*، سال: ۱۵، ش: ۱، ص: ۲۱-۳۰، ۱۴۰۰.
- [19] S. Karimi-Shahraki, M. Khezri, "Identification of attention deficit hyperactivity disorder patients using wavelet-based features of EEG signals", *Journal of Intelligent Procedures in Electrical Technology*, vol. 12, no. 47, pp. 1-11, Dec. 2021.
- [20] M. Dorvashi, N. Behzadfar, G. Shahgholian, "Classification of alcoholic and non-alcoholic individuals based on frequency and non-frequency features of electroencephalogram signal", *Journal Iranian Journal of Biomedical Engineering*, vol. 14, no. 2, pp. 121-130, Summer 2020.
- [21] G. Li, et al. "The impact of mental fatigue on brain activity: a comparative study both in resting state and task state using EEG", *BMC Neuroscience*, vol. 21, pp. 1-9, May. 2020.
- [22] S. Tian, Y. Wang, G. Dong, W. Pei, H. Chen, "Mental fatigue estimation using EEG in a vigilance task and resting states", *Proceeding of the IEEE/EMBC*, pp. 1980-1983, Honolulu, HI, USA, July 2018.
- [23] A.M. Strijkstra et al., "Subjective sleepiness correlates negatively with global alpha (8-12 Hz) and positively with central frontal theta (4-8 Hz) frequencies in the human resting awake electroencephalogram", *Neurosci Letter*, vol. 340, no. 1, pp. 17-20, April 2003.
- [24] A.A. Putilov, O.G. Donskaya, "Alpha attenuation soon after closing the eyes as an objective indicator of sleepiness", *Clin Exp Pharmacol Physiol*, vol. 41m no. 12, pp. 956-964, Dec. 2014.
- [۲۵] ندا بهزادفر، "طراحی چارچوب ماشین نوروفیدبک مبتنی بر بی‌نظمی سیگنال مغزی جهت بهسازی حافظه"، پایان‌نامه کارشناسی‌ارشد، دانشگاه تربیت مدرس، ۱۳۹۵.
- [26] H. Luo, T. Qiu, C. Liu, P. Huang, "Research on fatigue driving detection using forehead EEG based on adaptive multi-scale entropy",
- [3] G. Sikander, S. Anwar, "Driver fatigue detection systems: A review", *IEEE Trans. on Intelligent Transportation Systems*, vol. 20, no. 6, pp. 2339-2352, June 2019.
- [4] Q. Liu, Y. Liu, K. Chen, L. Wang, Z. Li, Q. Ai, L. Ma, "Research on channel selection and multi-feature fusion of EEG signals for mental fatigue detection", *Entropy*, vol. 23, Article Number: 457, 2021.
- [5] J.M. Heasman et al., "Detection of fatigue in the isometric electrical activation of paralyzed hand muscles of persons with tetraplegia", *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, no. 3, pp. 286-296, Sept. 2000.
- [6] S. Zhang, J. Sun, X. Gao, "The effect of fatigue on brain connectivity networks", *Brain Science Advances*, vol. 6, no. 2, pp. 120-131, Aug. 2020.
- [7] L. Jin, Q. Yang, S. Liu, C. Zhang and P. Li, "Electromagnetic stimulation of the acoustic emission for fatigue crack detection of the sheet metal", *IEEE Trans. on Applied Superconductivity*, vol. 20, no. 3, pp. 1848-1851, June 2010.
- [8] K. Li, Y. Gong, Z. Ren, "A fatigue driving detection algorithm based on facial multi-feature fusion", *IEEE Access*, vol. 8, pp. 101244-101259, 2020.
- [9] S. Lazreg, O. Hubert, "Detection of fatigue limit thanks to piezomagnetic measurements", *IEEE Trans. on Magnetics*, vol. 46, no. 2, pp. 556-559, Feb. 2010.
- [10] F. Zhang, F. Wang, "Exercise fatigue detection algorithm based on video image information extraction", *IEEE Access*, vol. 8, pp. 199696-199709, 2020.
- [11] Q. Zhuang, Z. Kehua, J. Wang, Q. Chen, "Driver fatigue detection method based on eye states with pupil and iris segmentation", *IEEE Access*, vol. 8, pp. 173440-173449, 2020.
- [12] G.S.P. Pamplona, J. Heldner, R. Langner, Y. Koush, L. Michels, S. Ionta, F. Scharnowski, C.E.G. Salmon, "Network-based fMRI-neurofeedback training of sustained attention", *NeuroImage*, vol. 221, Article Number: 117194, Nov. 2020.
- [13] L.R. Trambaiolli, S.H. Kohl, D.E.J. Linden, D.M.A. Mehler, "Neurofeedback training in major depressive disorder: A systematic review of clinical efficacy, study quality and reporting practices", *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, vol. 125, pp. 33-56, June 2021.
- [14] Y. Tang, Z. Chen, Y. Jiang, C. Zhu, A. Chen, "From reversal to normal: Robust improvement in conflict adaptation through real-time functional near infrared spectroscopy-based neurofeedback training", *Neuropsychologia*, vol. 157, Article Number: 107866, July 2021.
- [15] Y.L. Wu, S.C. Fang, S.C. Chen, C.J. Tai, P.S. Tsai, "Effects of neurofeedback on fibromyalgia: A randomized controlled trial", *Pain Management Nursing*, vol. 22, no. 6, pp. 755-763, Dec. 2021.

- Journal of Cognitive Neuroscience, vol. 32, no. 1, pp. 1-11, Jan. 2020.
- [30] Z.R. Cross, A. Santamaria, A.W. Corcoran, A. Chatburn, P.hillip M. Alday, Scott Coussens, Mark J. Kohler, "Individual alpha frequency modulates sleep-related emotional memory consolidation", *Neuropsychologia*, vol. 148, Article Number: 107660, Nov. 2020.
- [31] G. Pei, G. Guo, D. Chen, R. Yang, Z. Shi, S. Wang, J. Zhang, J. Wu, T.Y. BrainKilter, "A real-time EEG analysis platform for neurofeedback design and training", *IEEE Access*, vol. 8, pp. 57661-57673, Jan. 2020.
- Biomedical Signal Processing and Control, vol. 51, pp. 50-58, 2019.
- [27] O. Bazanova, L. Aftanas, "Relationships between learnability and individual indices of EEG alpha activity", *Annals of General Psychiatry*. Vol. 5, no. 1, Article ID: S182, Feb. 2006.
- [28] W. Klimesch, "EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: A review and analysis", *Brain Research Reviews*, vol. 29, no. 2-3, pp. 169-195, 1999.
- [29] D. Migliorati et al., "Individual alpha frequency predicts perceived visuotactile simultaneity",