تشخیص خستگی از سیگنال مغزی در هنگام آموزش نوروفیدبک

مریم دوروشی، ندا بهزادفر* و غضنفر شاهقلیان

دانشکده مهندسی برق، واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران

مرکز تحقیقات ریزشبکه‌های هوشمند، واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران

چکیده

آموزش نوروفیدبک، روشی است که با تغییر نوسانات سیگنال مغزی می‌تواند فعالیت مغزی را تغییر دهد. رخداد خستگی در حین آموزش نوروفیدبک، منجر به کاهش قابلیت یادگیری و تشخیص به‌موقع خستگی در حین آموزش نوروفیدبک سبب حفظ کیفیت آموزش نوروفیدبک می‌شود. در این مقاله، تشخیص خستگی در سیگنال الکتروآنسفالوگراف دوازده فرد شرکت‌کننده در طی آموزش نوروفیدبک در طی ده جلسه آموزش مورد بررسی قرار گرفته است. آموزش نوروفیدبک مورد بررسی شامل دو پروتکل آموزش نوروفیدبک به نام‌های پروتکل‌های یک و دو هستند که هر کدام شامل شش شرکت‌کننده است که به‌منظور بهینه‌سازی حافظهٔ کاری طراحی شده‌اند. ویژگی آموزشی در پروتکل یک ترکیبی از افزایش توان دومین زیرباند پایین آلفا در کانال OZ و کاهش آنتروپی جای‌گشتی در کانال FZ است و ویژگی آموزشی در پروتکل دو تنها افزایش توان دومین زیرباند پایین آلفا در کانال OZ است. رخداد خستگی در هنگام آموزش نوروفیدبک در روند تغییرات ویژگی‌های آموزشی تغییر ایجاد می‌کند. روند تغییرات شیب ویژگی‌های آموزشی کمتر و کند یا مخالف هدف آموزش نوروفیدبک می‌شود؛ لذا بررسی روند تغییرات شیب ویژگی‌های آموزشی می‌تواند آشکارگر خستگی ایجاد شده باشد. در حین رخداد خستگی، در پروتکل یک، روند شیب تغییرات توان دومین زیرباند پایین آلفا در کانال OZ کاهشی و آنتروپی جایگشتی در کانال FZ افزایشی است. روند شیب تغییرات امتیاز نیز کاهشی است. همچنین در پروتکل دو نیز روند شیب تغییرات توان دومین زیرباند پایین آلفا در کانال OZ و امتیاز کاهشی است که نشان‌دهنده عدم تغییر ویژگی در راستای هدف آموزش نوروفیدبک در اثر خستگی است و سوژه نمی‌تواند امتیازگیری داشته باشد. در پروتکل یک، ۱ سوژه و در پروتکل دو، برای سه سوژه خستگی رخ داده است. در پروتکل یک، تعداد افراد کمتری نسبت به پروتکل دو دچار خستگی می‌شوند؛ زیرا ویژگی‌های آموزشی پروتکل یک، ترکیبی از ویژگی‌های فرکانسی و غیرفرکانسی هستند و پروتکل دو تنها شامل ویژگی فرکانسی است.

واژگان کلیدی: آموزش نوروفیدبک، ویژگی‌های آموزشی، سیگنال الکتروآنسفالوگرافی، خستگی

Detection of Fatigue from Electroencephalogram Signal During Neurofeedback Training

Maryam Dorvashi, Neda Behzadfar* & Ghazanfar Shahgholian

Department of Electrical Engineering, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran
Smart Microgrid Research Center, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran

Abstract

Timely diagnosis of fatigue helps to improve the quality and effectiveness of neurofeedback training. Neurofeedback training (NFT) is a method that can change brain activity by altering brain signal fluctuations and teaches individuals to produce or reproduce their brain activity patterns in order to improve performance. Neurofeedback training has been widely utilized over the recent years owing to its considerable effect on the cognitive processes. Fatigue during NFT is one of factors affecting the

* نویسندهٔ عهده‌دار مکاتبات

* Corresponding author

• تاریخ ارسال مقاله: ۱۳۹۹/۲/۱۵ • تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۶/۱۵ • تاریخ انتشار: ۱۴۰۱/۱۰/۳ • نوع مطالعه: پژوهشی

functioning and achievement of NFT which results in decreased learning ability. Timely diagnosis of fatigue during NFT preserves quality of NFT.
Decreased learning ability reduces individuals' motivation for learning during NFT. In this paper, 12 participants` electroencephalogram signals were investigated to detect fatigue during NFT. Two training protocols named protocol 1 and 2 have been designed to improve working memory. Each protocol includes 6 participants and 10 training sessions that each session takes three 10-minute training intervals. Training features in protocol 1 are increased in power of lower2 alpha frequency band in OZ channel and permutation entropy reduction in FZ channel, while protocol 2`s training feature is increased in power of lower2 alpha frequency band in OZ channel. Occurrence of fatigue during NFT changes trend of training features. Changing of training features slope will decrease or become opposite to the goal of NFT. Therefore, examining trend of training features slope is a novel approach in detection of fatigue during NFT. During the occurrence of fatigue, in protocol 1, trend of power of lower2 alpha frequency band`s slope in the OZ channel is decreasing and the trend of entropy` s slope in the FZ channel is increasing. Consequently, the trend of score`s slope is also decreasing. Also in the protocol 2, the trend of power of lower 2 alpha frequency band`s slope in the OZ channel and score is decreasing. This shows that training features do not change in line with the neurofeedback`s goal. Fatigue was detected for 3 subjects in the protocol 1 and 1 subject in the protocol 2. Occurrence of fatigue was less in protocol 1 compared with protocol 2 since Protocol 1 `s training features are combination of frequency and non-frequency features, while the Protocol 2 `s training feature is only frequency feature. Detection of fatigue during NFT is an essential issue which contributes to increase in the effect of training and participants` performance.

Keywords: neurofeedback training, training feature, electroencephalogram signal, fatigue.

۱- مقدمه

آموزش نوروفیدبک[1]، روشی است که با تغییر و کنترل نوسانات سیگنال مغزی می‌تواند فعالیت مغزی را تغییر دهد [1,2]. اندازه‌گیری فعالیت مغز، رمزگشایی یا شناسایی الگوهای مغزی و دادن فیدبک به فرد از اصول اولیه آموزش نوروفیدبک است [3,4]. آموزش نوروفیدبک به افراد یاد می‌دهد که الگوی‌های فعالیت ذهن خود را به‌منظور بهبود عملکرد تولید یا بازتولید کنند [5,6]. آموزش نوروفیدبک همچنین می‌تواند شرایط و اختلالات عصبی و روان‌شناختی از جمله اختلال کمبود توجه بیش‌فعالی[2]، صرع، اضطراب، اختلالات یادگیری، اختلالات اعتیاد، افسردگی و شیزوفرنی را درمان کند و نشانه‌های اختلالات نورولوژیکی و روانشناختی را کاهش دهد [7,8]. با آموزش نوروفیدبک می‌توان پارامتر پیک فرکانسی آلفا[3] (IAF) را کنترل کرد و براساس آن درمان‌های موثر برخی بیماری‌ها را توسعه داد [9,10]. آموزش نوروفیدبک می‌تواند سبب افزایش عملکرد در افراد شود و عملکرد شناختی افراد سالم مانند عملکرد حافظه تغییر کند و عملکرد حافظه بهبود یابد [11,12].

پس از مدتی با انجام فعالیت‌های نوروفیدبک، افراد دچار خستگی می‌شوند که سبب می‌شود افراد نتوانند به‌خوبی آموزش نوروفیدبک را دنبال کنند و قابلیت یادگیری آن‌ها کم می‌شود. کاهش قابلیت یادگیری نیز سبب کاهش انگیزه در افراد برای ادامه کار می‌شود و آموزش تأثیر چندانی نخواهد داشت که در چنین شرایطی بهتر است آموزش متوقف شود؛ بنابراین اثر جانبی آموزش نوروفیدبک یعنی تشخیص خستگی ضروری است. با تشخیص به‌هنگام خستگی در هنگام آموزش نوروفیدبک می‌توان آموزش را متوقف کرد و کیفیت آموزش نوروفیدبک را حفظ کرد [13,14]. در این‌صورت تأثیر آموزش بیشتر خواهد بود و قابلیت یادگیری افراد حفظ خواهد شد؛ لذا تشخیص خستگی در هنگام فرآیند آموزش نوروفیدبک امری مهم و ضروری است [15]. خستگی ذهنی، پدیده‌ای رایج در طول زندگی روزمره است که حالت غیرفعال‌شدن قشری تعریف می‌شود [16,17]. با ایجاد خستگی، فرد واکنش مناسبی به محرک‌ها نشان نمی‌دهد. خستگی ذهنی هوشیاری و عملکرد ذهنی را کاهش می‌دهد و بر توانایی شخص در ذخیره و بازیابی اطلاعات تأثیر می‌گذارد که با نشانه‌هایی مانند اختلال عملکرد شناختی، از دست‌دادن انگیزه برای انجام وظیفه به مدت طولانی همراه است [18,19]. همچنین خستگی ذهنی می‌تواند عملکرد وظیفه را با زوال و کاهش مهارت و اضطراب بالا ضعیف و خراب کند. خستگی به‌شدت با وقوع حوادث ناگوار در محل کار مرتبط است و حتی می‌تواند منجر به تصادفات در جاده شود [20,21]. خستگی ذهنی با روش‌های اندازه‌گیری روان‌شناسی و فیزیولوژیکی می‌تواند ارزیابی شود. روش‌های اندازه‌گیری خستگی با

[1] Neurofeedback training (NFT)
[2] Attention deficit hyperactivity disorder (ADHD)
[3] Individual alpha frequency (IAF)

تکنیک‌های روان‌شناسی، بر اساس پاسخ‌های افراد به پرسش‌نامه‌های روان‌سنجی است. تاکنون روش‌های فیزیولوژیکی متعددی برای آشکارسازی خستگی ارائه شده که می‌توان به ثبت‌های ویدئو برای تحلیل چهره، سیگنال قلبی یا الکتروکاردیوگرام[1] (ECG)، سیگنال چشمی یا الکترواکولوگرافی[2] (EOG) برای تشخیص فعالیت چشم، سیگنال ماهیچه یا الکترومیوگرافی[3] (EMG) و سیگنال مغز یا الکتروانسفالوگرام[4] (EEG) اشاره کرد [22,23]. چگالی طیف توان سیگنال EEG، یکی از شاخص‌ترین و قابل اعتمادترین روش‌های اندازه‌گیری خستگی ذهنی است [24,25]؛ زیرا این روش، غیرتهاجمی بوده و به‌طورمستقیم می‌تواند فعالیت مغز انسان را اندازه‌گیری کند [26,27]. با افزایش سطح خستگی، توان امواج سیگنال EEG افزایش می‌یابد [28,29]. اساس نوروفیزیولوژیک خستگی بیان می‌کند که نواحی قدامی و پس سری مغز برای طبقه‌بندی خستگی ذهنی در سطوح متفاوت حائز اهمیت هستند [30,31]. در حالت خستگی، فعالیت باندهای فرکانس بالای سیگنال EEG ضعیف‌تر می‌شود و فعالیت باندهای فرکانس پایین سیگنال EEG افزایش می‌یابد. با عمیق‌تر شدن خستگی، فعالیت نورون‌ها ضعیف‌تر، منظم‌تر، ساده و آسان خواهد شد که منجر به کاهش پیچیدگی سیگنال EEG می‌شود [32,33]. تاکنون رخداد خستگی در فعالیت‌های گوناگون مانند هنگام رانندگی، امتحان و ... مورد بررسی قرار گرفته است. در مقاله [34] برای تشخیص خستگی در حین رانندگی، مقیاس K که حاصل‌ضرب درصد چگالی طیف توان باند دلتا و تتا نسبت به حاصل‌ضرب درصد چگالی طیف توان باند آلفا و بتا است، تعیین و نشان داده شد که با افزایش سطح خستگی مقدار میانگین K به‌طور یک‌نواخت افزایش می‌یابد. در پژوهشی دیگر از همین نویسندگان در تشخیص خستگی در حین رانندگی، شاخص ویژگی خستگی F که از تقسیم انرژی زیرباند بتا نسبت به مجموع انرژی زیرباندهای آلفا، تتا و دلتا حاصل می‌شود. شاخص F با افزایش خستگی کاهش می‌یابد و می‌تواند خستگی در رانندگی را تشخیص دهد [35]. در مقاله [36] نیز تأثیر خستگی بر روی مجموعه‌ای از آنتروپی‌ها بررسی شده که شامل آنتروپی فازی، آنتروپی نمونه، آنتروپی تقریبی و آنتروپی طیفی است. با ایجاد خستگی مقدار آنتروپی‌ها کاهش می‌یابد؛ لذا فعالیت نورون‌ها منظم‌تر، ضعیف‌تر و ساده‌تر خواهد شد که منجر به کاهش پیچیدگی سیگنال مغز می‌شود. در مقاله شعوری و همکاران [37]، پروتکل آموزش نوروفیدبک جهت آموزش افراد غیر نقاش جهت دست‌یابی به الگوی فعالیت مغزی افراد نقاش طراحی شده است. پروتکل طراحی‌شده به‌صورت افزایش توان نسبی بتای میانی و کاهش توان آلفا در کانال T5 است. از بُعد فراکتال به‌روش کتز به‌عنوان ناظر خستگی و خارج‌شدن فرد از حالت عادی استفاده شد. همچنین از ویژگی‌ای فارغ از ویژگی‌های آموزش نوروفیدبک برای بررسی خستگی استفاده شده است.

هدف این مقاله، تشخیص خستگی در هنگام آموزش نوروفیدبک است تا با تشخیص به‌هنگام خستگی در هنگام آموزش نوروفیدبک بتوان کیفیت و تأثیرگذاری آموزش نوروفیدبک را حفظ کرد. از نوآوری‌های این مقاله می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

- بررسی روند تغییرات شیب خود ویژگی‌های آموزش نورفیدبک
- ارائه نتایج آزمون آماری برای ویژگی‌های فرکانسی و غیرفرکانسی در کانال‌های FZ و OZ
- به‌کاربردن روش پیشنهادی در سامانه تشخیص خستگی به‌هنگام آموزش نوروفیدبک برای هشدار خستگی در حین آموزش برای بهبود کیفیت آموزش

این مقاله شامل چهار بخش است. در بخش دوم آموزش نوروفیدبک بررسی و روش استفاده‌شده برای تحلیل سیگنال EEG به‌منظور تشخیص خستگی در دوره آموزش نوروفیدبک بیان می‌شود که شامل پیش‌پردازش سیگنال EEG و استخراج ویژگی‌های مناسب به‌منظور تشخیص خستگی است. در بخش سوم نتایج پژوهش بیان می‌شود. برای بررسی نتایج از نرم‌افزار متلب استفاده شده است. در بخش چهارم نتیجه‌گیری و بحث بیان می‌شود.

۲- مواد و روش

در این بخش، به معرفی شرکت‌کنندگان در این پژوهش پرداخته و در ادامه شرایط ثبت سیگنال EEG و نحوه آموزش نوروفیدبک و روش استخراج ویژگی به‌منظور تشخیص خستگی بیان خواهد شد.

۲-۱- شرکت‌کنندگان در پژوهش

در این پژوهش، از مجموعه داده پایان‌نامه بهزادفر و همکاران استفاده شده [38] که از دو پروتکل آموزش نوروفیدبک به‌منظور بهینه‌سازی حافظه‌کاری استفاده شده است. در پروتکل اول ویژگی آموزشی افزایش توان دومین

[1] Electrocardiogram
[2] Electrooculography
[3] Electromyography
[4] Electroencephalogram

زیرباند پایین آلفا[1] (IAF-2:IAF) در کانال OZ و کاهش آنتروپی جایگشتی[2] در کانال FZ بوده است. در پروتکل دوم نیز ویژگی آموزشی افزایش توان دومین زیرباند پایین آلفا در کانال OZ است. دلیل انتخاب هر ویژگی در هر کانال یادشده این است که با بررسی تفاوت سیگنال مغزی افراد در حالت استراحت و حافظه مشخص شد که آنتروپی جایگشتی در حین استفاده از حافظه نسبت به حالت پایه درکانال FZ افزایش می‌یابد و توان دومین زیرباند پایین فرکانس آلفا در کانال OZ در حین استفاده از حافظه نسبت به حالت پایه کاهش می‌یابد؛ لذا با تقویت و بیشینه‌شدن عملکرد حافظه، توان دومین زیرباند پایین فرکانس آلفا در کانال OZ افزایش و آنتروپی‌جایگشتی درکانال FZ کاهش می‌یابد [39]. مجموعه‌داده مرجع [40]، شامل دوازده دانشجوی خانم ۲۷ الی ۳۵ ساله با میانگین سن ۲۷/۲۳ و پراکندگی ۳/۳۲ است که همه آن‌ها سالم بوده‌اند و سابقهٔ بیماری‌های عصبی و روانی نداشته‌اند. قبل از شروع جلسات آموزش نوروفیدبک و ثبت داده توسط مجری، در ابتدای کار فرم رضایت‌نامه آگاهانه در اختیار مراجعین قرار گرفته است. وضعیت اولیه افراد شرکت‌کننده با تکمیل پرسش‌نامه از لحاظ سابقه بیماری مغز و اعصاب یا بیماری روانی، سابقه مصرف داروی آرام‌بخش، وضعیت خواب، احساس درد در بدن و آمادگی روحی برای شرکت در آزمون بررسی شده است. دوازده فرد شرکت‌کننده به‌طور تصادفی به دو گروه شش نفره تقسیم شدند و هر گروه شش نفره به‌صورت تصادفی در یک پروتکل آموزش نوروفیدبک به‌طور مجزا قرار گرفتند. هر پروتکل آموزش نوروفیدبک شامل ده جلسه است که مدت زمان هر جلسه، سه بازه ده‌دقیقه‌ای با فاصله زمانی پنج دقیقه بین آن است. افراد شرکت‌کننده در هر جلسه آموزش امتیاز دریافت می‌کنند و سعی دارند که امتیاز خود را بالا ببرند. در پروتکل نخست، تغییر هر دو ویژگی آنتروپی جایگشتی و توان دومین زیرباند پایین آلفا در امتیازدهی مؤثر هستند؛ در حالی که در پروتکل دوم تنها تغییر توان دومین باند پایین آلفا در امتیازدهی مؤثر است. در ثانیه نخست برای تشویق سوژه به او امتیاز ده داده می‌شود. پس از ثانیه نخست، بسته به میزان موفقیت فرد در فرآیند آموزش امتیاز داده می‌شود. هر ویژگی باید دست‌کم یک درصد در راستای مطلوب تغییر کند تا در امتیازدهی تأثیرگذار باشد. اگر تغییرات ویژگی در راستای مطلوب باشد با توجه به مقدار تغییرات ویژگی، امتیازی بین صفر تا ده به امتیاز قبلی اضافه می‌شود. گفتنی است که کلیات طرح توسط کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه تربیت مدرس مورد تأیید قرار گرفته است. در این مجموعه‌داده، در هر دو پروتکل سیگنال EEG افراد شرکت‌کننده در سه شرایط متفاوت ثبت شده است: (۱) قبل از آغاز هر جلسه آموزش، سیگنال‌های EEG پایهٔ چشم بسته و چشم باز به مدت دو دقیقه از افراد ثبت شده است (سیگنال پایه[3] یک)، (۲) در هنگام اجرای هر جلسه آموزش نوروفیدبک، سیگنال EEG به مدت سه بازه ده‌دقیقه‌ای با فاصله زمانی پنج دقیقه که معادل با مدت‌زمان هر جلسه آموزش است، ثبت شده است (سیگنال تعلیم) و (۳) پس از اتمام هر جلسه آموزش نیز سیگنال‌های EEG پایهٔ چشم بسته و چشم باز به مدت دو دقیقه از افراد ثبت شده است (سیگنال پایه دو).

در طی آزمایش شرکت‌کنندگان بر روی یک صندلی به آرامی تکیه دادند و از آن‌ها خواسته شد که از حرکت‌دادن زیاد چشم خودداری کنند. در پروتکل یک، سیگنال EEG با کانال OZ و FZ و در پروتکل دو با کانال OZدر فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۶ هرتز ثبت شد [36].

۲-۲- پردازش داده‌ها

در این قسمت پیش‌پردازش و استخراج ویژگی‌ها بیان می‌شوند.

الف) پیش‌پردازش: به‌منظور تشخیص خستگی در آموزش نوروفیدبک، سیگنال‌های مغزی ثبت‌شده در هنگام آموزش نوروفیدبک سیگنال تعلیم در هر ده جلسه آموزش مورد بررسی قرار گرفته است. به‌منظور تشخیص خستگی از سیگنال EEG در حین آموزش نوروفیدبک به دنبال ویژگی مناسبی هستیم که با هدف نوروفیدبک ارتباطی نداشته باشد و بین حالت استراحت و حافظه در مغز تمایزی ایجاد نکند. در عین حال ویژگی یادشده باید با ایجاد خستگی تغییر کند. ویژگی‌های فرکانسی و غیرفرکانسی مانند توان زیرباندهای فرکانسی، آنتروپی (جایگشتی، تقریبی و موجک)، بعد فراکتال (کتز و پتروشن) و RMS را از سیگنال‌های EEG ثبت‌شده در جلسه جداگانه قبل از شروع جلسات نوروفیدبک استخراج و با به‌کارگیری آزمون آماری وجود تفاوت معنادار در ویژگی‌ها بین حالت استراحت و حافظه سنجیده می‌شود که با استفاده از آزمون آماری تفاوت‌های معنادار بررسی می‌شود؛ اما ویژگی مناسبی که بین حالت استراحت و

[1] Low alpha second subband power
[2] Permutation entropy (PE)
[3] Baselin signal

حافظه تمایز ایجاد نکند، یافت نشد؛ لذا در این مقاله روند تغییرات شیب ویژگی‌های آموزشی و امتیاز کسب‌شده در همهٔ افراد شرکت‌کنندهٔ دو پروتکل در ابتدا و ادامهٔ هر یک از جلسات آموزش نوروفیدبک بررسی شد. در حین آموزش نوروفیدبک ویژگی‌های آموزشی هم در حالت آموزش و یادگیری سوژه و هم در حالت خستگی تغییر می‌کنند. در فرآیند آموزش فرد ویژگی آموزشی را یاد گرفته و آن ویژگی را در روند مناسب دنبال می‌کند. بروز خستگی سبب می‌شود فرد نتواند ویژگی را در جهت مناسب دنبال کند و روند تغییرات ویژگی متناسب با هدف آموزشی نخواهد بود؛ لذا بررسی روند شیب تغییرات ویژگی آموزشی می‌تواند پارامتر مناسبی برای آشکارسازی خستگی باشد. به همین علت تغییرات ویژگی‌های آموزشی نوروفیدبک در سیگنال‌های EEG تعلیم مورد بررسی قرار گرفت. در ابتدا جهت پیش‌پردازش و افزایش کیفیت سیگنال EEG، از فیلتر باترورث میان‌گذر مرتبه شش با پهنای باند ۴۵-۰/۴ هرتز استفاده شد. نوفه برق شهر نیز با فیلتر میان‌نگذر پنجاه هرتز حذف شد؛ سپس قسمت‌هایی از سیگنال EEG که دارای آرتیفکت ناشی از حرکات چشم، پلک‌زدن و انقباض عضلات هستند، حذف شدند. در ادامه با پنجره هنینگ دوثانیه‌ای با برهم‌پوشانی پنجاه درصد، توان دومین زیرباند پایین آلفا از کانال OZ و آنتروپی جای‌گشتی از کانال FZ استخراج شد.

ب) استخراج ویژگی‌ها: در این قسمت نحوه استخراج ویژگی‌های آموزش نوروفیدبک شامل توان دومین زیرباند پایین آلفا و آنتروپی جایگشتی بیان می‌شود. برای محاسبه توان دومین زیرباند پایین آلفا، ابتدا محدوده باند فرکانسی آن در هر فرد با تخمین چگالی طیف توان[1] (PSD) سیگنال‌های EEG پایه تعیین می‌شود. محدوده فرکانسی باند آلفا در بین افراد مختلف یکسان نیست و عوامل گوناگونی مانند سن، عملکرد حافظه، حجم مغز، بیماری‌های نوروژیکال بر روی محدوده باند فرکانسی آلفا تأثیر می‌گذارد و آن را تغییر می‌دهد؛ ازاین‌رو باند فرکانسی آلفا ثابت برای همه افراد استفاده نمی‌شود و باید محدوده فرکانسی آلفا برای هر فرد به‌صورت مجزا مشخص شود. جهت محاسبه محدوده باند آلفای فردی، چگالی طیف توان سیگنال‌های پایه EEG در حالت چشم باز و چشم بسته برای هر فرد شرکت‌کننده محاسبه می‌شود. چگالی طیف توان سیگنال EEG با استفاده از پریودگرام میانگین بهبود یافته[2] به روش ولچ با دوره‌های دوثانیه‌ای (۰/۵ هرتز رزولوشن فرکانسی)، برهم‌پوشانی پنجاه درصد و پنجره هنینگ محاسبه، [37] سپس برای هر نفر IAF مطابق رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$IAF = \frac{\sum_{f=f1}^{f2} \overline{P}_r(f) \times f}{\sum_{f=f1}^{f2} \overline{P}_r(f)} \qquad (۱)$$

که در آن $\overline{P}_r(f)$ تخمین چگالی طیف توان سیگنال مغزی پایه در حالت چشم بسته در فرکانس f است و محدوده f1 تا f2، شاخص مجموع[3] است. پنجره فرکانسی f1-f2 محدوده پیک آلفا است که باید برای هر فرد جداگانه مشخص شود. برای محاسبه پنجره فرکانسی f1-f2، چگالی طیف توان سیگنال‌های EEG پایه درحالت چشم باز و چشم بسته بر روی هم رسم شده‌اند و پهنای باند پنجره فرکانسی f1-f2 مطابق روش ارائه‌شده توسط بازانووآ و همکاران ارائه شده است. این محدوده فرکانسی، محدوده‌ای است که دست‌کم بیست درصد دامنه چگالی طیف توان سیگنال EEG درحالت چشم باز در پاسخ به چگالی طیف توان سیگنالEEG درحالت چشم بسته تلاقی کند. محدوده فرکانسی دومین زیرباند پایین آلفا IAF-2:IAF است [41]. پارامترهای متعددی مانند ویژگی‌های فیزیکی، نوروفیزیولوژیک و آناتومی مغز، امپدانس الکترودها و بافت‌های پیرامون بر دامنهٔ سیگنال EEG تأثیر می‌گذارد. این پارامترها در هر فردی متفاوت است و منجر به تغییرات زیادی در قدر مطلق PSD سیگنال EEG می‌شود. به‌منظور جبران این تغییرات، توان نسبی سیگنال EEG مطابق با رابطه (۲) محاسبه می‌شود [42]:

$$Pr(f) = \frac{Pa(f)}{\sum Pa(f_i)} \qquad (۲)$$

که Pr(f) توان نسبی در فرکانس f، Pa(f) قدرمطلق چگالی طیف توان در فرکانس f و $\sum$ مجموع توان در کل پهنای باند است.

آنتروپی جای‌گشتی، پارامتری آماری است که مقدار نظم و ترتیب را در داده EEG کمی می‌کند. شاخص آنتروپی جایگشتی، پویای فعالیت مغز را دنبال می‌کند و سری‌های EEG را به مجموعه‌ای از الگوهای ترتیبی تبدیل می‌کند. آنتروپی جایگشتی، دنباله‌های غیرایستا را به دنباله‌های ترتیبی تقریبا ایستا تبدیل می‌کند. سری زمانی X_N با N نقطه را به‌صورت زیر در نظر بگیرید:

[1] Power spectrum density

[2] Averaged modified periodgram

[3] Index of summation

$$X_N = [X_1 \quad X_2 \quad .. \quad .. \quad .. \quad .. \quad X_N] \qquad (۳)$$

با قراردادن بُعد m و اختلاف زمانی s بردارهایی به فرم زیر تشکیل می‌شوند:

$$x_i = [X_i \quad X_{i+\tau} \quad .. \quad .. \quad .. \quad .. \quad X_{i+\tau m}] \qquad 1 \le i \le N-(m-1)\tau \qquad (۴)$$

با مرتب‌شدن x_i به‌صورت یک ترتیب افزایشی، J=m! تعداد الگوهای ترتیبی ممکن خواهد بود که جای‌گشت‌ها نامیده می‌شوند. بردارهای x_i به‌صورت دنباله‌ای از سمبل‌ها می‌توانند نشان داده شوند که هر جای‌گشت به‌عنوان یک سمبل در نظر گرفته می‌شود. در سری زمانی X_N، احتمال سمبل‌های گوناگون با P_i ,…., P_2, P_1 نشان داده می‌شود. بر اساس مقاله شالباف و همکارانش، آنتروپی جای‌گشتی نرمال‌شده این سری زمانی محاسبه می‌شود. کوچک‌ترین و بزرگ‌ترین مقدار آنتروپی جایگشتی صفر و یک است که مقدار صفر نشان‌دهنده سری زمانی بسیار منظم و مقدار یک نشان‌دهنده احتمال برابر همه جای‌گشت‌ها است [43].

۲-۳- تشخیص خستگی

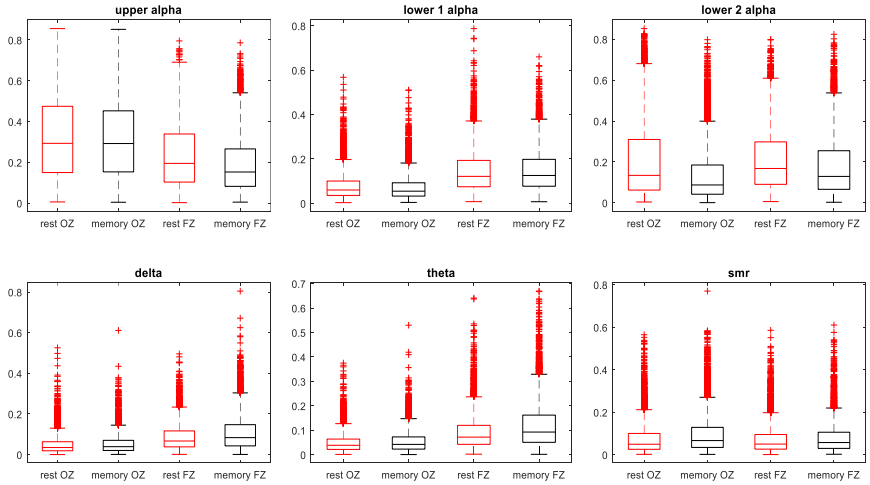
اگر در ابتدای هر جلسه آموزش سوژه بتواند اهداف آموزش نوروفیدبک را دنبال کند، روند تغییرات شیب ویژگی‌های آموزشی در راستای هدف آموزش نوروفیدبک است و متعاقباً روند تغییرات شیب امتیاز به‌دست‌آمده نیز افزایشی است؛ اما اگر در ادامهٔ همان جلسهٔ آموزش سوژه نتواند هدف آموزش نوروفیدبک را دنبال کند، روند تغییرات شیب ویژگی‌های آموزشی کم یا مخالف هدف آموزش نوروفیدبک می‌شود و همچنین روند تغییرات شیب امتیاز نیز کاهشی باشد که نشان‌دهندهٔ ایجاد خستگی در سوژه است؛ لذا به‌منظور تشخیص خستگی، ابتدا شیب تغییرات ویژگی‌های آموزشی و امتیاز کسب‌شده هر ده ثانیه یک‌بار محاسبه، سپس روند تغییرات شیب ویژگی‌های آموزشی و امتیاز در کل زمان آموزش بررسی می‌شود. استخراج شیب ویژگی معادل با مشتق اول ویژگی است و بررسی روند تغییرات شیب ویژگی معادل با مشتق دوم ویژگی خواهد بود. اگر روند تغییرات شیب ویژگی افزایشی باشد، نشان‌دهندهٔ مثبت‌بودن مشتق دوم ویژگی است و اگر روند تغییرات شیب ویژگی کاهشی باشد، نشان‌دهندهٔ منفی‌بودن مشتق دوم ویژگی و کاهش ویژگی است.

۳- تجزیه و تحلیل نتایج

در ابتدا، به‌منظور تشخیص خستگی در حین آموزش نوروفیدبک تعیین ویژگی مناسب با عدم ارتباط با هدف نوروفیدبک است که بین حالت استراحت و حافظه در مغز تمایزی ایجاد نکند. در عین حال ویژگی یادشده باید با ایجاد خستگی تغییر کند. به همین منظور ویژگی‌های فرکانسی و غیرفرکانسی مانند توان زیرباندهای فرکانسی، آنتروپی (جایگشتی، تقریبی و موجک)، بعد فراکتال (کتز و پتروشن) و RMS را از سیگنال‌های EEG ثبت‌شده در جلسه جداگانه قبل از شروع جلسات نوروفیدبک استخراج شده و با به‌کارگیری آزمون آماری وجود تفاوت معنادار در ویژگی‌ها بین حالت استراحت و حافظه سنجیده شده است. همه ویژگی‌های فرکانسی در کانال OZ و FZ بین حالت استراحت و حافظه تمایز ایجاد کردند و ویژگی توان دومین زیرباند پایین آلفا بیشترین تمایز را بین حالت استراحت و حافظه در کانال OZ ایجاد کرد. همچنین همه ویژگی‌های غیرفرکانسی در هر دو کانال FZ و OZ، بین حالت استراحت و حافظه تمایز ایجاد می‌کنند و ویژگی آنتروپی جای‌گشتی بیشترین تمایز را بین حالت استراحت و حافظه در کانال FZ ایجاد می‌کند.

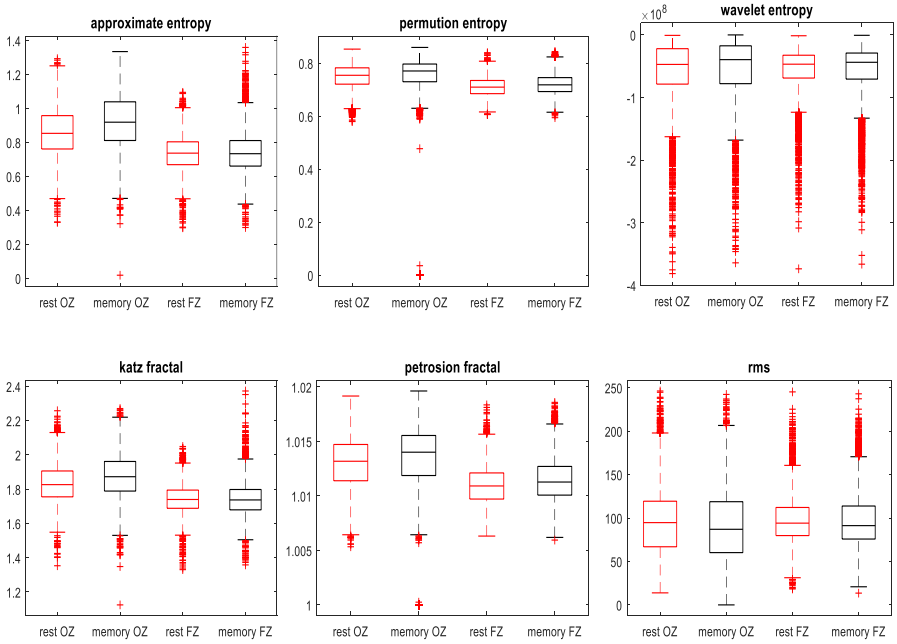
در شکل‌های (۱) و (۲) نتایج آزمون آماری برای ویژگی‌های فرکانسی و غیرفرکانسی در کانال FZ و OZ نشان داده است؛ لذا ویژگی مناسبی که بین حالت استراحت و حافظه تمایز ایجاد نکند، یافت نشد؛ ازاین‌رو به‌منظور تشخیص خستگی در حین آموزش نوروفیدبک، روند شیب تغییرات ویژگی‌های آموزشی و امتیاز هر دو پروتکل در هر ده جلسه آموزش در نوروفیدبک مورد بررسی قرار گرفت. در پروتکل نخست روند تغییرات شیب ویژگی توان دومین زیرباند پایین آلفا در کانال OZ، آنتروپی جای‌گشتی در کانال FZ و امتیاز کسب‌شده در تمام جلسات آموزش نوروفیدبک در هر یک از شش سوژه شرکت‌کننده بررسی و مشاهده شد که در سوژه سه در جلسه دوم خستگی ایجاد می‌شود. شکل‌های (۳) و (۴) روند تغییرات شیب ویژگی‌ها نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل (۳) نشان داده شده روند شیب تغییرات توان دومین زیرباند پایین آلفا در کانال OZ افزایشی است که نشان‌دهنده افزایش توان دومین زیرباند پایین آلفا است و روند شیب تغییرات آنتروپی جای‌گشتی در کانال FZ کاهشی است که نشان‌دهنده کاهش آنتروپی جایگشتی است. در ابتدای تمام جلسات آموزش

نوروفیدبک، روند تغییرات شیب امتیاز به‌دست‌آمده نیز متعاقباً افزایشی است که نشان‌دهنده این است که سوژه سه در ابتدای جلسه دو مطابق با هدف آموزش نوروفیدبک پیش می‌رود و روند شیب تغییرات ویژگی‌ها در راستای هدف آموزش نوروفیدبک تغییر می‌کند. این موضوع نشان‌دهندهٔ مؤثربودن آموزش نوروفیدبک و همکاری سوژه شرکت‌کننده در فرآیند یادگیری و نشان‌دهندهٔ نرمال‌بودن وضعیت اولیه افراد شرکت‌کننده است. در شکل (۴) نیز مشخص است که روند شیب تغییرات توان دومین زیرباند پایین آلفا در کانال OZ کاهشی است که نشان‌دهنده کاهش توان دومین زیرباند پایین آلفا است. روند شیب تغییرات آنتروپی جای‌گشتی در کانال FZ افزایشی بوده که نشان‌دهندهٔ افزایش آنتروپی جای‌گشتی است. روند شیب تغییرات امتیاز نیز کاهشی است که نشان‌دهنده این است که سوژه سه در ادامه جلسه دو بر اثر خستگی نمی‌تواند هدف آموزش نوروفیدبک را دنبال کند و نتوانسته ویژگی‌ها را در راستای هدف آموزش نوروفیدبک تغییر دهد؛ لذا ویژگی‌ها در راستای مطلوب تغییر نمی‌کنند. روند شیب تغییرات امتیاز به‌دست آمده نیز متعاقباً افزایشی است که نشان‌دهنده این است که سوژه سه در ابتدای جلسه دو مطابق با هدف آموزش نوروفیدبک پیش می‌رود و روند شیب تغییرات ویژگی‌ها در راستای هدف آموزش نوروفیدبک تغییر می‌کند و یادگیری رخ می‌دهد.



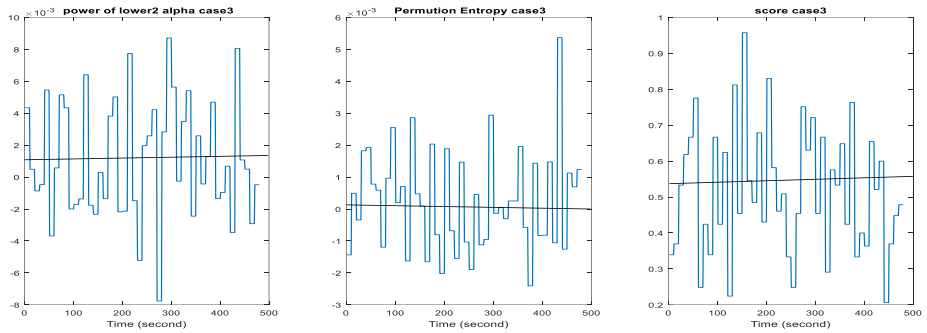
(شکل-۱): نتایج بررسی وجود تفاوت معنادار در ویژگی‌های فرکانسی استخراج شده بین حالت استراحت و حافظه

(Figure-1): The results showed a significant difference in the extracted frequency characteristics between rest and memory



(شکل-۲): نتایج بررسی وجود تفاوت معنادار در ویژگی‌های غیرفرکانسی استخراج‌شده بین حالت استراحت و حافظه

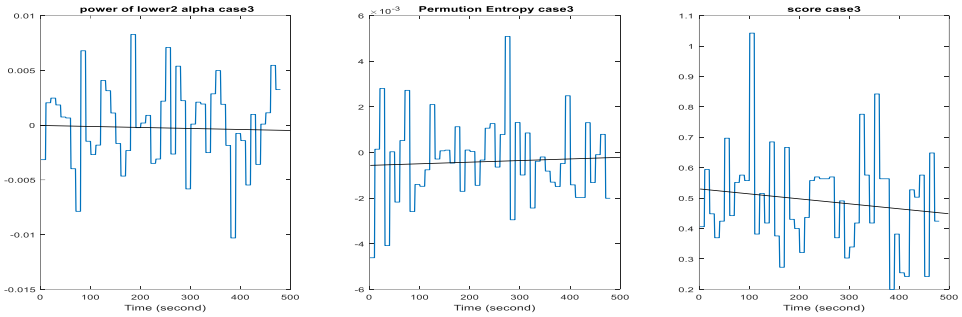
(Figure-2): The results showed a significant difference in the extracted non-frequency properties between rest mode and memory



(الف) در ابتدا

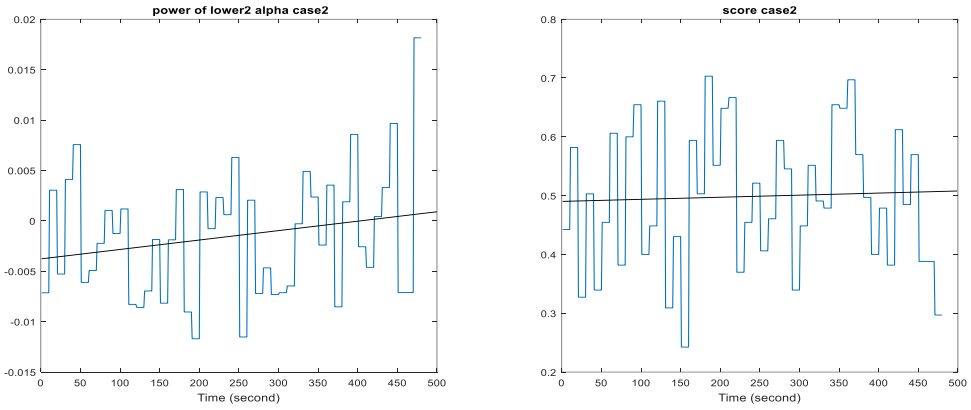
(شکل-۳): روند تغییرات شیب توان دومین زیرباند پایین آلفا، آنتروپی جای‌گشتی و امتیاز سوژه سه در ابتدای جلسه دوم

(Figure-3): The trend in slope variation of power of second lower alpha band, permutation entropy and score of subject 3 at the beginning of the session 2



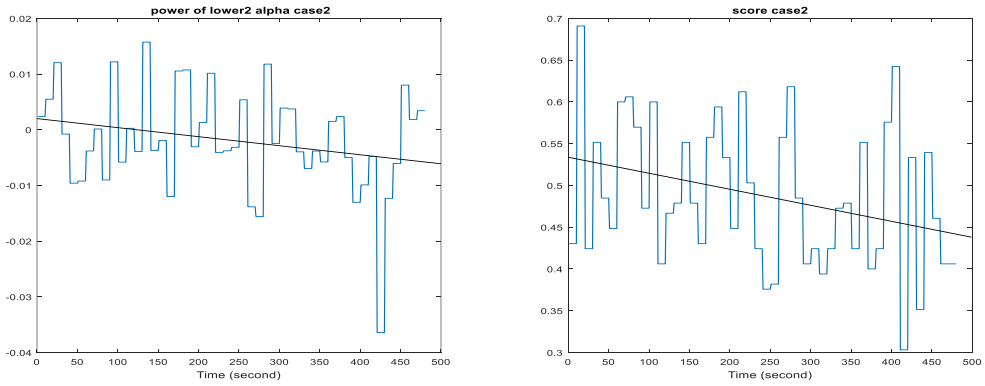
(شکل-۴): روند تغییرات شیب توان دومین زیرباند پایین آلفا، آنتروپی جای‌گشتی و امتیاز سوژه سه در ادامه جلسه دوم

(Figure-4): The trend in slope variation of power of second lower alpha band, permutation entropy and score of subject 3 during the session 2



(شکل-۵): روند تغییرات شیب توان دومین زیرباند پایین آلفا و امتیاز سوژه ۲ در ۱۰ دقیقه اول جلسه چهارم

(Figure-5): The trend in slope variation of power of second lower alpha band and score of subject 2 at the beginning of the session 4



(شکل-۶): روند تغییرات شیب توان دومین زیرباند پایین آلفا و امتیاز سوژه ۲ در ۱۰ دقیقه آخر جلسه ۴

(Figure-6): The trend in slope variation of power of second lower alpha band and score of subject 2 during the session 4

در شکل (۴) نیز مشخص است که روند شیب تغییرات توان دومین زیرباند پایین آلفا در کانال OZ کاهشی است که نشان‌دهنده کاهش توان دومین زیرباند پایین آلفا است. روند شیب تغییرات آنتروپی جای‌گشتی در کانال FZ افزایشی بوده که نشان‌دهندهٔ افزایش آنتروپی جایگشتی است. روند شیب تغییرات امتیاز نیز کاهشی است که نشان‌دهنده این است که سوژه سه در ادامه جلسه دو بر اثر خستگی نمی‌تواند هدف آموزش نوروفیدبک را دنبال کند و نتوانسته ویژگی‌ها را در راستای هدف آموزش نوروفیدبک تغییر دهد، لذا ویژگی‌ها در راستای مطلوب تغییر نمی‌کنند. در پروتکل دوم نیز روند تغییرات شیب توان دومین زیرباند پایین آلفا در کانال OZ و امتیاز کسب‌شده در تمام جلسات آموزش نوروفیدبک در هر یک از شش سوژه شرکت‌کننده بررسی شد. در این حالت مشاهده شد که در سوژهٔ دو در جلسه چهارم، در سوژهٔ چهار در جلسه نخست و در سوژهٔ پنج در جلسه‌های نهم و دهم خستگی ایجاد می‌شود. روند تغییرات ویژگی‌های آموزش برای سوژه دو به‌ترتیب در شکل‌های (۵) و (۶) نشان داده شده است. برای سوژه‌های چهار و پنج نیز روند تغییرات شیب ویژگی‌های آموزشی و امتیاز آن نیز مشابه هم هستند و به همین صورت است.

ویژگی‌های آموزشی در پروتکل یک شامل توان دومین زیرباند پایین آلفا، آنتروپی جایگشتی و امتیاز حاصل در هر جلسه، همچنین در پروتکل دو نیز، ویژگی توان دومین زیرباند پایین آلفا و امتیاز تغییرات خود را در حین آموزش و خستگی به‌خوبی نشان دادند.

۴- نتیجه‌گیری و بحث

خستگی پدیده‌ای رایج در فعالیت‌های مداوم است که سبب کاهش زمان واکنش و فقدان تمرکز می‌شود. خستگی در پژوهش‌های گوناگون به شیوه‌های مختلف تشخیص داد شده است. شیوه‌های ارزیابی ذهنی روشی کارآمد به‌منظور تشخیص سطح خستگی است که افراد به فقره‌های مختلف یک مقیاس پاسخ داده تا میزان و حد نشانه‌های مختلف خستگی مشخص شود [44,45]. تشخیص خستگی در هنگام فعالیت‌های گوناگون از جمله رانندگی، فعالیت‌های ذهنی و فیزیکی سبب حفظ کیفیت فعالیت می‌شود. تشخیص خستگی در هنگام فرآیند آموزش نوروفیدبک امری مهم و ضروری تلقی می‌شود؛ زیرا با تشخیص به‌هنگام خستگی در هنگام آموزش نوروفیدبک، کیفیت آموزش نوروفیدبک و قابلیت یادگیری افراد حفظ می‌شود.

در این مقاله رخداد خستگی در هنگام آموزش نوروفیدبک مورد بررسی قرار گرفته است. با پایش مداوم افراد در هنگام آموزش نوروفیدبک می‌توان خستگی را تشخیص داد. به‌منظور تشخیص خستگی در آموزش نوروفیدبک، روند تغییرات شیب ویژگی‌های آموزشی که شامل ویژگی فرکانسی و غیرفرکانسی هستند، مورد بررسی قرار گرفت. با تحلیل زمان–فرکانس سیگنال EEG خستگی ایجادشده در هنگام آموزش نوروفیدبک ارزیابی شد که که امکان هشدار خستگی را در حین آموزش نوروفیدبک فراهم می‌کند. شیب ویژگی آموزشی هر ده ثانیه یک‌بار در هر جلسه آموزش استخراج شد و سپس روند تغییرات شیب ویژگی آموزشی در طول هر جلسه مورد بررسی قرار گرفت. در این پژوهش برای تشخیص خستگی از مشتق دوم ویژگی آموزشی استفاده شد. شیب ویژگی معادل با مشتق نخست است و بررسی روند تغییرات شیب ویژگی معادل با مشتق دوم ویژگی است که نشان‌دهندهٔ چگونگی نرخ تغییرات ویژگی است؛ لذا بررسی روند تغییرات شیب ویژگی‌های آموزشی و امتیاز در هر دوازده فرد شرکت‌کننده در هر ده جلسه آموزش نوروفیدبک به‌منظور تشخیص خستگی، روش پیشنهادی این مقاله است که این روش در سامانه تشخیص خستگی به‌هنگام آموزش نوروفیدبک می‌تواند به‌کار برده شود تا خستگی را در حین آموزش هشدار دهد تا کیفیت آموزش را بهبود بخشد؛ لذا تعداد جلسه درمان کاهش یافته و فرد زودتر به کارآیی خواهد رسید؛ در حالی‌که در این مقاله، تغییرات شیب ویژگی‌های آموزش نوروفیدبک به‌منظور تشخیص خستگی، بررسی شد، در پژوهش شعوری و همکاران، بعد فراکتال به روش کتز به‌عنوان شاخص خستگی در حین آموزش نوروفیدبک انتخاب شده که در آن حین آموزش، محاسبه شاخص خستگی هم‌زمان با محاسبه آستانه (هر پانزده ثانیه) صورت می‌گیرد؛ در صورتی که مقدار بعد فراکتال سیگنال EEG سوژه به‌صورت معناداری کمتر از میانگین بعد فراکتال دو گروه نقاش و غیرنقاش شود، با روشن‌شدن یک LED به کاربر اطلاع داده می‌شود [37].

بررسی ویژگی‌های سیگنال مغز به‌منظور داشتن اطلاعات کمّی از مقدار خستگی کاربردی است. تاکنون تغییرات پارامترهای کمی گوناگونی آشکارکننده خستگی بوده است. مطابق نتایج پژوهش‌های گوناگون، توان

زیرباندهای سیگنال مغز و پارامترهای بیان‌کننده پیچیدگی سیگنال EEG مانند تغییرات آنتروپی طیف توان، آنتروپی تقریبی، آنتروپی نمونه و جایگشتی، پیچیدگی و بی‌نظمی سیگنال مغز را در حالت‌های خستگی ذهنی منعکس کرده‌اند [46-50]. در پژوهش ما نیز، تغییرات توان دومین زیرباند پایین آلفا و آنتروپی جای‌گشتی بیان‌کننده تغییرات ذهنی افراد در حین آموزش و خستگی بود. این روش پیشنهادی برای ارزیابی خستگی می‌تواند در پژوهش‌های آینده توسط متخصصان روان‌شناسی نیز در حین آموزش نوروفیدبک مورد بررسی قرار گیرد.

5- References ۵- مراجع

[1] G. Pei et al., "BrainKilter: A real-time EEG analysis platform for neurofeedback design and training", *IEEE Access*, vol. 8, pp. 57661-57673, Jan. 2020.

[2] N. Liu, L. Yao, X. Zhao, "Evaluating the amygdala network induced by neurofeedback training for emotion regulation using hierarchical clustering", *Brain Research*, vol. 17401, Article 146853, Aug. 2020.

[3] M. Misaki, B. Mulyana, V. Zotev, B.E. Wurfel, F. Krueger, M. Feldner, J. Bodurka, "Hippocampal volume recovery with real-time functional MRI amygdala neurofeedback emotional training for posttraumatic stress disorder", *Journal of Affective Disorders*, vol. 283, pp. 229-235, Mar. 2021.

[4] J. Gruzelier, "A theory of alpha/theta neurofeedback, creative performance enhancement, long distance functional connectivity and psychological integration", *Cognitive Processing*, vol. 10, no. 1, pp. 101-109, 2009.

[5] D. Crivelli, G. Fronda, M. Balconi, "Neurocognitive enhancement effects of combined mindfulness–neurofeedback training in sport", *Neuroscience*, Vol. 412, pp. 83-93, Aug. 2019.

[6] D.J. Vernon, "Can neurofeedback training enhance performance? An evaluation of the evidence with implications for future research", *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, vol. 30, no. 4, p. 347, 2005.

[7] N. Lovato, C. B. Miller, C. J. Gordon, R. R. Grunstein, L. Lack, "The efficacy of biofeedback for the treatment of insomnia: a critical review", *Sleep Medicine*, Vol. 56, pp. 192-200, April 2019.

[8] E.F. Oblak, J.S. Sulzer, J.A. Lewis-Peacock, "A simulation-based approach to improve decoded neurofeedback performance", *NeuroImage*, Vol. 195, pp. 300-310, July 2019.

[9] A.J. Furman, T.J. Meeker, J.C. Rietschel, S. Yoo, J. Muthulingam, M. Prokhorenko, M. L. Keaser, R. N.Goodman, A. Mazaheri, D. A. Seminowicz, "Cerebral peak alpha frequency predicts individual differences in pain sensitivity", *Neuroimage*, vol. 167, pp. 203-210, 2018.

[10] S. Farnia, S. Abedi-Darzi, S. Fattahi, J. Y. Charati, M. R. Motamedi, F. Bakhshian, P. Mansoori, "The effect of beta and alpha neurofeedback on memory: A randomized, double-blind, sham-controlled, clinical trial", *Iranian Journal of Psychiatry and Behavioral Sciences*, vol. 11, no. 2, Article Number: e7431, 2017.

[11] E.F. Oblak, J.S. Sulzer, J.A. Lewis-Peacock, "A simulation-based approach to improve decoded neurofeedback performance", NeuroImage, vol. 195, pp. 300-310, July 2019.

[12] W. Nan, J. P. Rodrigues, J. Ma, X. Qu, F. Wan, P. InMak, P. UnMak, M. IVai, A. Rosa, "Individual alpha neurofeedback training effect on short term memory", *International Journal of Psychophysiology*, vol. 86, no. 1, pp. 83-87, Oct. 2012.

[13] Z. Yin, J. Zhang, "Task-generic mental fatigue recognition based on neurophysiological signals and dynamical deep extreme learning machine", *Neurocomputing*, Vol. 283, pp. 266-281, March 2018.

[14] B. Zoefel, R. J. Huster, C. S. Herrmann, "Neurofeedback training of the upper alpha frequency band in EEG improves cognitive performance", *Neuroimage*, vol. 54, no. 2, pp. 1427-1431, 2011.

[15] F. Razavipour, R. Boostani, S. Kouchaki, S. Afrasiabi, "Comparative application of non-negative decomposition methods in classifying fatigue and non-fatigue States", *Arabian Journal for Science and Engineering*, Vol. 39, No. 10, pp 7049–7058, Oct. 2014.

[16] F. Wang, S. Wang, X. Wang, Y. Peng, Y. Yang, "Design of driving fatigue detection system based on hybrid measures using wavelet-packets transform", *Proceeding of IEEE/ICRA*, pp. 4037-4042, Hong Kong, China, June 2014.

[17] H, Fathi-Sanghari, N. Behzadfar, "Application of firefly algorithm in automatic extraction of brain tumor from multi-modality magnetic resonance images", *International Journal of Smart Electrical Engineering*, vol. 10, no. 4, pp. 187-196, 2021.

[18] T. Marins, E. C. Rodrigues, T. Bortolini, B. Melo, J.Moll, F. Tovar-Moll, "Structural and functional connectivity changes in response to short-term neurofeedback training with motor

imagery", *NeuroImage*, Vol. 194, pp. 283-290, July 2019.

[19] L. Yang, W. Guan, R. Ma, X. Li, "Comparison among driving state prediction models for car-following condition based on EEG and driving features", *Accident Analysis and Prevention*, vol. 133, Article 105296, Dec. 2019.

[20] R. Chai, Y. Tran, G. R. Naik, T. N. Nguyen, S. H. Ling, A. Craig, H. T. Nguyen, "Classification of EEG based-mental fatigue using principal component analysis and Bayesian neural network", *Proceeding of the IEEE/EMBC*, pp. 4654-4657, Orlando, FL, USA, Aug. 2016.

[21] L. Li, G. Xu, J. Xie, M. Li, S. Zhang, A. Luo, "EEG-based mental fatigue detection by spectral non-negative matrix factorization", *Proceeding of the IEEE/EMBC*, pp. 3716-3719, Orlando, FL, USA, Aug. 2016.

[22] H. Luo, T. Qiu, C. Liu, P. Huang, "Research on fatigue driving detection using forehead EEG based on adaptive multi-scale entropy", *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 51, pp. 50-58, 2019.

[23] Y. Peng, C. M. Wong, Z. Wang, F. Wan, M. I. Vai, P. U. Mak, Y. Hu, A. C. Rosa, "Fatigue Evaluation Using Multi-Scale Entropy of EEG in SSVEP-Based BCI", *IEEE Access*, Vol. 7, pp. 108200-108210, 2019.

[24] M. Manoochehri, H. Pourghassem, G. Shahgholian, "A novel synthetic image watermarking algorithm based on Discrete Wavelet Transform and Fourier-Mellin Transform", *Proceeding of the IEEE/ICCSN*, pp. 265-269, Xi'an, China, May 2011.

[25] 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, 2020.

[۲۶] ف. حسن‌زاده، ح. شهابی، س. مقیمی، ع. مقیمی، "بررسی الکتروانسفالوگرام شبکه موثر مغز انسان در حین گوش دادن به موسیقی به منظور تشخیص احساسات"، پردازش علائم و داده‌ها، سال: ۱۲، ش.: ۲، ص.: ۴۱-۵۴، ۱۳۹۴.

[26] F. Hasanzadeh, H. Shahabi, S. Moghimi, A. Moghimi, "EEG investigation of the effective brain networks for recognizing musical emotions", *Journal Signal and Data Processing*, Vol. 12, No. 2, pp. 41-54, 2014.

[27] J. Tu, Q. Zhang, C. Zhang, C. Zhou, "A noise-aware real-time processing approach for Electroencephalogram", *Signal Classification Integration*, vol. 71, pp. 49-55, 2020.

[28] Y. Tran, N. Wijesuriya, M. Tarvainen, P. Karjalainen, A. Craig, "The relationship between spectral changes in heart rate variability and fatigue", *Journal of Psychophysiology*, vol. 23, no. 3, pp. 143-151, 2009.

[29] M. Daoud, P. Ravier, O. Buttelli, "Use of cardiorespiratory coherence to separate spectral bands of the heart rate variability" *Biomedical Signal Processing and Control*, Vol. 46, pp. 260-267, Sep. 2018.

[30] N. Behzadfar, "A brief overview on analysis and feature extraction of electroencephalogram signals", *Signal Processing and Renewable Energy*, vol. 6, no. 1, pp. 39-64, 2022.

[31] A. Craig, Y. Tran, N. Wijesuriya, H. Nguyen, "Regional brain wave activity changes associated with fatigue," *Psychophysiology*, Vol. 49, No. 4, pp. 574-582, 2012.

[32] 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, 2020.

[33] S. Barua, M. U. Ahmed, C. Ahlström, S. Begum, "Automatic driver sleepiness detection using EEG, EOG and contextual information", *Expert Systems with Applications*, Vol. 115, pp. 121-135, Jan. 2019.

[34] Y. Wang, X. Liu, Y. Zhang, Z. Zhu, D. Liu, and J. Sun, "Driving fatigue detection based on EEG signal", *Proceeding of the IEEE/IMCCC*, pp. 715-718, Qinhuangdao, China, Sept. 2015.

[35] F. Wang, S. Wang, X. Wang, Y. Peng, Y. Yang, "Design of driving fatigue detection system based on hybrid measures using wavelet-packets transform", *Proceeding of the IEEE/ICRA*, pp. 4037-4042, Hong Kong, China, May 2014.

[36] J. Hu, P. Wang, "Noise robustness analysis of performance for EEG-based driver fatigue detection using different entropy feature sets", *Entropy*, vol. 19, no. 8, pp. 1-29, July 2017.

[37] 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.

[۳۸] ن. بهزادفر،"طراحی چارچوب ماشین نوروفیدبک مبتنی بر بی‌نظمی سیگنال مغزی جهت بهسازی حافظه"، پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه تربیت مدرس، ۱۳۹۵.

[38] N. Behzadfar, "Designing a neurofeedback machine framework based on brain signal disorder to improve memory", Master's Thesis, Tarbiat Modares University, 2015.

[39] M. Karimi, H. Pourghassem, G. Shahgholian, "A novel prosthetic hand control approach based on genetic algorithm and wavelet transform features", *Proceeding of the IEEE/CSPA*, pp. 287-292, Penang, Malaysia, 2011.

[40] M. Golz, D. Sommer, B. Geißler, A. Muttray, "Comparison of EEG-based measures of driver sleepiness", *Biomedizinische Technik*, vol. 59, no. S1, pp. 197-200, Jan. 2016.

[41] 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.

[42] C. Cajochen, D. P. Brunner, K. Krauchi, P. Graw, A. Wirz-Justice, "Power density in theta/alpha frequencies of the waking EEG progressively increases during sustained wakefulness", *Sleep*, vol. 18, no. 10, pp. 890-894, 1995.

[43] R. Shalbaf, H. Behnam, H. J. Moghadam, "Monitoring depth of anesthesia using combination of EEG measure and hemodynamic variables", *Cognitive Neurodynamics*, vol. 9, no. 1, pp. 41-51, 2015.

[44] A. Muzur, E. F. Pace-Schott, J. A. Hobson, "The prefrontal cortex in sleep", *Trends in Cognitive Sciences*, vol. 6, no. 11, pp. 475-481, 2002.

[45] Y. Wang, T. Liu, S. Li, J. Wang, "Using electroencephalogram spectral components to assess visual caused by sustainned prism induced diplopia", *Proceeding of the IEEE/CISP-BMEI, Datong*, China, Oct. 2016.

[46] M. Ghoshuni, M. Firoozabadi, M.A. Khalilzadeh, M.R. Hashemi Golpayegani, "Variation of wavelet entropy in electroencephalogram signal during neurofeedback training", *Complexity*, vol. 18, no. 3, pp. 18-23, 2013.

[47] 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.

[48] M.-C. Park, S. Mun, "Overview of measurement methods for factors affecting the human visual system in 3D displays", *Journal of Display Technology*, vol. 11, no. 11, pp. 877-888, 2015.

[49] B. Zou, Y. Liu, M. Guo, Y. Wang, "EEG-based assessment of stereoscopic 3D visual fatigue caused by vergence-accommodation conflict", *Journal of Display Technology*, vol. 11, no. 12, pp. 1076-1083, 2015.

[50] C. Chen, K. Li, Q. Wu, H. Wang, Z. Qian, G. Sudlow, "EEG-based detection and evaluation of fatigue caused by watching 3DTV", *Displays*, vol. 34, no. 2, pp. 81-88, 2013.

مریم دوروشی دوره کارشناسی و کارشناسی‌ارشد خود را در رشته مهندسی پزشکی به‌ترتیب در سال‌های ۱۳۹۵ و ۱۳۹۷ در دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف‌آباد به پایان رسانده است.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

maryam.dorvashi@yahoo.com

ندا بهزادفر دوره کارشناسی و کارشناسی‌ارشد خود را در رشته مهندسی پزشکی در سال ۱۳۸۷ و ۱۳۸۹ به ترتیب در دانشگاه اصفهان و دانشگاه تهران و دوره دکتری را در رشته مهندسی پزشکی در سال ۱۳۹۴ در دانشگاه تربیت مدرس به پایان رسانده است. وی اکنون استادیار دانشکده مهندسی دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف‌آباد است. زمینه تخصصی وی پردازش تصویر، پردازش سیگنال و کنترل هوشمند است.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

n.behzadfar@pel.iaun.ac.ir

غضنفر شاهقلیان دورهٔ کارشناسی و کارشناسی ارشد خود را در رشتهٔ مهندسی برق– قدرت در سال ۱۳۷۰ و ۱۳۷۳ به‌ترتیب در دانشگاه صنعتی اصفهان و دانشگاه تبریز و دوره دکترا را در رشته مهندسی برق در سال ۱۳۸۵ در دانشگاه علوم و تحقیقات به پایان رسانده است. وی اکنون دانشیار دانشکده مهندسی برق دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف‌آباد است. از ایشان تاکنون هشت کتاب و بیش از ۲۵۰ مقاله علمی در کنفرانس‌های ملی و بین‌المللی و نشریه‌های معتبر چاپ شده است. زمینه تخصصی الکترونیک قدرت، دینامیک سیستم، کنترل، شبیه‌سازی و مدل‌سازی سامانه‌ها است.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

shahgholian@iaun.ac.ir