

The EMD-CCA with Neural Network Classifier to Recognize the SSVEP Frequency

S. Sadeghi¹, A. Maleki^{2*}

¹ PhD Student, Biomedical Engineering Department, Semnan University, Semnan, Iran

² Assistant Professor, Biomedical Engineering Department, Semnan University, Semnan, Iran

Receipt in the Online Submission System: 9 May 2017, Received in Revised Form: 6 February 2018, Accepted: 17 March 2018

Abstract

To increase the number of stimulation frequencies in the Steady-state visual evoked potential (SSVEP)-based brain-computer interface, we are forced to broaden the frequency range due to the frequency resolution restriction. This will enter frequencies with harmonic relation into the stimulation frequency range and lead to increase in frequency recognition error. In this paper, a three-stage method including the empirical mode decomposition (EMD), the canonical correlation analysis (CCA) and neural network classifier has been proposed that can solve the recognition error problem for wide frequency range including frequencies with harmonic relation. Visual stimulus ranged from 6-16 Hz with an interval of 0.5 have been generated using Matlab and the psychophysics toolbox. The SSVEP signal was recorded from ten subjects via one electrode placed at Oz. After extracting the intrinsic mode functions (IMFs) of the signal by EMD and reconstructing the combined signals, the CCA has been applied. Two features including the detected frequency and the correlation value in this frequency have been extracted and they were given to the neural network classifier. For eight-second time window, the average accuracy of the CCA for N=1 was 78% and for N=2 was 74%, while the corresponding values of the proposed method were 82% and 77% respectively. For four-second time window, the accuracy was increased from 78% to 83% for N=1 and it was increased from 78% to 80% for N=2. N is the number of harmonics in the generation of the reference signal in the CCA. For wide frequency range, the proposed method has been able to improve the frequency recognition accuracy compared to the standard CCA method. according to this, by broadening the stimulation frequency range, the possibility of increasing the number of frequency options and thus increasing the information transfer rate are provided.

Keywords: *Brain Computer Interface, Steady-State Visual Evoked Potential, Canonical Correlation Analysis, Empirical Mode Decomposition, Neural Network Classifier*

*Corresponding Author

Address: Electrical and Computer Engineering Faculty, Semnan University, P. O. Box: 35131-19111, Semnan, Iran
Tel: +98-23-33383982
Fax: +98-23-33383982
E-mail: amaleki@semnan.ac.ir

روش تجزیه‌ی حالت تجربی-تحلیل همبستگی متعارف با طبقه‌بند شبکه‌ی عصبی برای بازشناسی فرکانس پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی حالت ماندگار

سحر صادقی^۱، علی مالکی^{۲*}

^۱ دانشجوی دکتری، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان، سمنان
^۲ استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان، سمنان

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۶/۲/۱۹، بازنگری: ۱۳۹۶/۱۱/۱۷، پذیرش قطعی: ۱۳۹۶/۱۲/۲۶

چکیده

به منظور افزایش تعداد فرکانس‌های تحریک در واسط مغز-کامپیوتر مبتنی بر پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی حالت ماندگار، با توجه به محدودیت کاهش گام فرکانسی، ناگزیر به افزایش گستره‌ی فرکانسی می‌باشیم. این موضوع، قرارگیری فرکانس‌های با رابطه‌ی هارمونیک در گستره‌ی فرکانس‌های تحریک و افزایش خطا در بازشناسی فرکانس را در پی خواهد داشت. در این مقاله، روشی سه مرحله‌ای، شامل تجزیه‌ی حالت تجربی، تحلیل همبستگی متعارف و طبقه‌بند شبکه‌ی عصبی، ارائه شده است، که می‌تواند مشکل خطای بازشناسی را برای گستره‌ی وسیع فرکانسی که شامل فرکانس‌های با رابطه‌ی هارمونیک هستند را برطرف نماید. بدین منظور، تحریک بینایی در محدوده‌ی ۶ تا ۱۶، با گام فرکانسی ۵/۰ هرتز، با استفاده از جعبه‌ابزار سایکوفیزیکس در متلب ایجاد شد. ثبت سیگنال پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی حالت ماندگار از ده سوژه و تنها از الکتروود Oz صورت گرفت. پس از استخراج توابع حالت ذاتی سیگنال توسط تجزیه‌ی حالت تجربی و بازسازی سیگنال‌های ترکیبی، تحلیل همبستگی متعارف اعمال گردید. دو ویژگی شامل فرکانس بازشناسی شده و مقدار همبستگی در این فرکانس، استخراج و به طبقه‌بند شبکه‌ی عصبی داده شد. میانگین صحت بازشناسی به‌ازای پنجره‌ی زمانی هشت ثانیه، برای تحلیل همبستگی متعارف ($N=1$)، ۷۸٪ و برای تحلیل همبستگی متعارف ($N=2$)، ۷۴٪ بود که با روش پیشنهادی، به ترتیب به ۸۲٪ و ۷۷٪ افزایش یافت. N تعداد هارمونیک‌ها در ایجاد سیگنال مرجع روش تحلیل همبستگی متعارف را نشان می‌دهد. به‌طور متناظر، به‌ازای پنجره‌ی زمانی چهار ثانیه برای حالت $N=1$ ، صحت از ۷۸٪ به ۸۳٪ و برای حالت $N=2$ از ۷۸٪ به ۸۰٪ افزایش یافت. روش پیشنهادی توانسته است برای گستره‌ی وسیع فرکانسی، صحت بازشناسی فرکانس را نسبت به روش تحلیل همبستگی متعارف استاندارد بهبود بخشد. بر این اساس، امکان افزایش تعداد گزینه‌های فرکانسی با وسیع‌تر نمودن گستره‌ی فرکانس تحریک و در نتیجه افزایش نرخ انتقال اطلاعات فراهم می‌گردد.

کلیدواژه‌ها: واسط مغز-کامپیوتر، پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی حالت ماندگار، تحلیل همبستگی متعارف، تجزیه‌ی حالت تجربی، طبقه‌بند شبکه‌ی عصبی

* نویسنده مسئول

نشانی: دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران، کد پستی: ۳۵۱۳۱-۱۹۱۱۱

تلفن: ۳۳۳۸۳۹۸۲ (۲۳) +۹۸

دورنگار: ۳۳۳۸۳۹۸۲ (۲۳) +۹۸

پست الکترونیکی: amaleki@semnan.ac.ir

۱- مقدمه

پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی حالت ماندگار^۱، پاسخ الکتریکی متناوب مغزی در برابر یک تحریک بینایی مکرر می‌باشد. از موضوعات قابل توجه در سیستم‌های واسط مغز-کامپیوتر^۲، نرخ انتقال اطلاعات سیستم^۳ می‌باشد. یکی از راه‌های افزایش نرخ انتقال اطلاعات در واسط‌های مغز-کامپیوتر، کوتاه‌تر نمودن مدت زمان ثبت سیگنال است. از آن‌جا که رزولوشن فرکانسی رابطه‌ی مستقیمی با تعداد نمونه‌ها و در نتیجه مدت زمان ثبت دارد، با کاهش مدت زمان ثبت سیگنال در یک سیستم، با محدودیت ناشی از رزولوشن فرکانسی مواجه خواهیم شد. بنابراین برای داشتن رزولوشن فرکانسی مناسب با توجه به کاربرد و شرایط مساله، نمی‌توان مدت زمان ثبت سیگنال را بیشتر از حد معینی کوتاه نمود. همچنین برای افزایش نرخ انتقال اطلاعات سیستم، در یک سیستم واسط مغز-کامپیوتر مبتنی بر پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی حالت ماندگار، می‌توان تعداد گزینه‌های فرکانس تحریک را نیز زیاد نمود. از راه‌های افزایش تعداد گزینه‌های فرکانسی می‌توان به کاهش گام فرکانسی و نیز افزایش گستره‌ی فرکانس تحریک اشاره کرد. اگر فرکانس‌های تحریک بسیار نزدیک به هم انتخاب شوند، بار دیگر با محدودیت ناشی از رزولوشن فرکانسی مواجه خواهیم شد. همچنین، هر اندازه گستره‌ی فرکانس تحریک افزایش یابد، هارمونیک‌های هر یک از فرکانس‌ها نیز به تدریج در گستره‌ی فرکانس تحریک قرار خواهند گرفت؛ اطلاعات فرکانسی بسیار ناپایدار بوده و میان سوژه‌های مختلف، متفاوت می‌باشد، و در بسیاری موارد، جزء هارمونیک متناظر با فرکانس تحریک، در مقایسه با فرکانس اصلی، غالب می‌باشد [۱-۳].

یکی از روش‌های متداول جهت بازشناسی فرکانس در سیستم‌های واسط مغز-کامپیوتر مبتنی بر پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی حالت ماندگار، تحلیل همبستگی متعارف^۴ می‌باشد. تحلیل همبستگی متعارف، روشی آماری است که پیشینه‌ی شباهت میان دو مجموعه‌ی اطلاعات را به دست می‌آورد. در سیستم‌های مبتنی بر پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی حالت ماندگار، مجموعه‌ی اول، سیگنال پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی حالت ماندگار ثبت شده و مجموعه‌ی دوم، سیگنال تحریک مرجع متناظر با فرکانس‌های تحریک می‌باشد. اگرچه روش

تحلیل همبستگی متعارف در اغلب موارد با نتایج خوبی همراه است، اما اگر میان فرکانس‌های تحریک رابطه‌ی هارمونیک برقرار باشد، خطای بازشناسی فرکانس را به همراه خواهد داشت. به بیان روشن‌تر، انتخاب دو هارمونیک در ساخت سیگنال مرجع ($N=2$)، در بازشناسی فرکانس‌های بالاتر با خطا همراه بوده و انتخاب تنها هارمونیک اول ($N=1$) نیز قادر به شناسایی فرکانس‌های تحریک پایین‌تر نخواهد بود. به منظور رفع این مشکل در این مقاله، استفاده از روش تجزیه‌ی حالت تجربی^۵ پیشنهاد شده است که با تجزیه‌ی سیگنال به توابع حالت ذاتی^۶، نتایج بازشناسی فرکانس توابع حالت ذاتی مختلف را در باندهای فرکانسی مختلف مورد بررسی قرار دهد. در پژوهشی توسط ونگ^۷ و همکارانش، اثر روش پیش‌پردازش تجزیه‌ی حالت تجربی بر روی نتایج تحلیل همبستگی متعارف مورد بررسی قرار گرفت. اگرچه آن‌ها در مطالعه‌ی خود به‌ازای گستره‌ی تحریک ۹ تا ۱۳ هرتز، بیان داشتند که روش پیش‌پردازش تجزیه‌ی حالت تجربی اثر چندانی بر روی نتایج تحلیل همبستگی متعارف ندارد و در نهایت از ترکیب مجموع چهار توابع حالت ذاتی استفاده نموده‌اند، اما در مطالعه‌ی آن‌ها وجود رابطه‌ی هارمونیک میان فرکانس‌های تحریک مدنظر قرار داده نشده بود [۴].

از سوی دیگر، یکی از موضوعات مهم پس از تجزیه‌ی یک سیگنال، انتخاب توابع حالت ذاتی مناسب می‌باشد. در پژوهش‌های با گستره‌ی فرکانس تحریک کم، اغلب از توابع حالت ذاتی موثر این گستره، استفاده شده است. در مطالعه‌ی [۵] گذار از حالت توجه به استراحت با بررسی بازه‌ی ۵/۰ تا ۲ هرتز سیگنال الکتروانسفالوگرام و انتخاب تابع حالت ذاتی ششم تحقق پذیرفته است. روان^۸ و همکارانش برای بررسی فرکانس‌های ۱۱ و ۱۲ هرتز، تنها از تابع حالت ذاتی سوم استفاده کرده‌اند [۶]. در برخی دیگر از پژوهش‌ها نیز با اختصاص فرکانس لحظه‌ای میانگین به هر تابع حالت ذاتی، تابع حالت ذاتی مطلوب بر مبنای مجاورت فرکانس‌های تحریک با فرکانس لحظه‌ای میانگین آن تابع حالت ذاتی انتخاب شده است. وو^۹ و همکارانش بر مبنای محاسبه‌ی فرکانس لحظه‌ای میانگین، تابع حالت ذاتی ششم را برای محدوده‌ی ۳۰ تا ۳۵ هرتز انتخاب کرده‌اند [۷]. در صورت استفاده از گستره‌ی فرکانس وسیع‌تر، یک تابع حالت ذاتی پاسخگو نمی‌باشد. در

^۶ Intrinsic Mode Function (IMF)

^۷ Wang

^۸ Ruan

^۹ Wu

^۱ Steady-State Visual Evoked Potential (SSVEP)

^۲ Brain Computer Interface (BCI)

^۳ Information Transfer Rate (ITR)

^۴ Canonical Correlation Analysis (CCA)

^۵ Empirical Mode Decomposition (EMD)

اولیهی بینایی می‌باشد، ثبت می‌کنند. بنابراین با توجه به قوی بودن پاسخ پتانسیل برانگیختهی بینایی حالت ماندگار در نقطه‌ی Oz و نیز مطابق با استاندارد^۴ موجود برای پتانسیل برانگیختهی بینایی [۱۵-۱۴]، الکتروود Oz برای این منظور انتخاب گردید. الکتروود مرجع در AFz و الکتروود زمین در نرمه‌ی گوش راست قرار داده شد. برای مدیریت راه‌اندازی تحریک‌ها، نمایش تحریک و نیز ثبت سیگنال، از یک لپ‌تاپ با نمایشگر ۶/۱۵ اینچی استفاده گردید. ایجاد تحریک بینایی با کمک توابع موجود در جعبه‌ابزار سایکوفیزیکس^۵ متلب انجام شد. این جعبه‌ابزار امکان زمان‌بندی صحیح تحریک‌ها و ایجاد محرک‌های با فرکانس‌های دقیق و مشخص را فراهم می‌سازد. الگوی تحریک بینایی، یک دایره‌ی چشمک‌زن به قطر ۱۰ سانتی‌متر در مرکز صفحه‌ی نمایشگر انتخاب شد و نمونه‌برداری سیگنال الکتروانسفالوگرام با نرخ ۱۰۰۰ صورت گرفت.

تعداد ده نفر داوطلب سالم در آزمایش شرکت نمودند. محدوده‌ی سنی داوطلبان بین ۲۲ تا ۳۳ سال بوده و هیچ‌کدام از آن‌ها تجربه‌ی استفاده از سیستم واسط مغز-کامپیوتر را نداشتند. پیش از شروع جلسات ثبت سیگنال، تمامی مراحل آزمایش برای سوژه‌ها شرح داده شد و آن‌ها با رضایت کامل در آن شرکت کردند. از سوژه‌ها خواسته شد تا روی صندلی در مقابل نمایشگر نشسته و بدون حرکت به صفحه خیره شوند. از هر سوژه ۱۰ جلسه سیگنال ثبت گردید، که هر جلسه دربردارنده‌ی ۲۱ تریال^۶ متناظر با ۲۱ فرکانس تحریک بود. در هر جلسه، تحریک‌های محدوده‌ی ۶ تا ۱۶ با گام فرکانسی ۵/۰ هرتز به سوژه ارائه گردید که در مجموع ۲۱ فرکانس را شامل شد. به عبارت دیگر، هر تریال متناظر با یک فرکانس تحریک بوده است. مدت زمان ارائه‌ی تحریک در هر تریال ۸ ثانیه بوده و مدت زمان ۵ ثانیه نیز به عنوان استراحت بین تریال‌ها تعیین گردید. در بین جلسات نیز مدت ۵ دقیقه به عنوان استراحت برای سوژه‌ها در نظر گرفته شد. مدت زمان هر جلسه ۲۰×۵ + ۲۱×۸ یا ۲۶۸ یا ۱۰×۲۶۸ + ۹×۳۰۰ ثانیه و در حدود یک ساعت و سی دقیقه می‌باشد.

۲-۲- تحلیل همبستگی متعارف

روش تحلیل همبستگی متعارف، یکی از تکنیک‌ها برای بازشناسی فرکانس در سیگنال‌های پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی

پژوهشی جهت بررسی محدوده ۳۴ تا ۴۸ هرتز، حاصل جمع توابع حالت ذاتی دوم و سوم به کار گرفته شده است [۸]. ناکانیچی^۱ و همکارانش به منظور ارائه‌ی یک هجی‌کننده‌ی مبتنی بر پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی حالت ماندگار، از گستره‌ی تحریک ۸ تا ۱۵/۸ هرتز استفاده نموده‌اند. آنها در مطالعه‌ی خود برای دست‌یابی به ۴۰ گزینه‌ی فرکانس تحریک، گام فرکانسی را ۲/۰ هرتز انتخاب تموده و به منظور کنار هم قرار دادن گزینه‌های فرکانسی در صفحه، فرکانس‌ها را با اختلاف فاز ۳۵/۰ به کار گرفته گرفته‌اند [۹]. در مطالعه‌ی آن‌ها گستره‌ی فرکانس تحریک طوری انتخاب شد که میان فرکانس‌ها رابطه‌ی هارمونیک برقرار نباشد و این موضوع سبب محدودیت در انتخاب تعداد گزینه‌های فرکانسی گردید. همچنین، اگر گستره‌ی فرکانس‌های تحریک از ۶ هرتز آغاز می‌شد، به علت شروع هارمونیک متناظر از فرکانس ۱۲ هرتز، تعداد گزینه‌های فرکانسی کم‌تری در اختیار می‌بود. بنابراین با وجود این که بازه‌ی ۶ تا ۸ هرتز گستره‌ی فرکانسی مناسب‌تری در مقایسه با فرکانس‌های بالای ۱۲ هرتز می‌باشد [۱۰]، فرکانس‌ها از نواحی با کارآمدی کم‌تر انتخاب شد تا تعداد گزینه‌های فرکانسی بیشتری حاصل شود. در این مقاله، با توجه به لحاظ نمودن گستره‌ی وسیع فرکانسی، به کارگیری طبقه‌بند شبکه‌ی عصبی با هدف بررسی نتایج بازشناسی فرکانس در ترکیب خطی توابع حالت ذاتی موثر پیشنهاد شده است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- ثبت سیگنال الکتروانسفالوگرام

برای ثبت داده از یک سیستم الکتروانسفالوگرام ۱۶ کاناله^۲ ساخت شرکت بایامد^۳ استفاده شد. امیدانس بین الکتروود و پوست در کل روند آزمایش، کمتر از ۵ کیلو اهم نگه داشته شد، که برای کاربردهای واسط مغز-کامپیوتر ایده‌آل است [۱۱]. با توجه به این که از لحاظ کاربردی، به کارگیری حداقل تعداد الکتروود در سیستم‌های واسط مغز-کامپیوتر مطلوب بوده و موجب بهبود سرعت پردازش، سهولت نصب الکتروود، کاهش مدت زمان آماده‌سازی سوژه‌ها و کاربرپسندی می‌شود [۱۳-۱۲]، در این مقاله از یک الکتروود استفاده شده است. از سوی دیگر، در کاربردهای پزشکی معمولاً پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی را از ناحیه‌ی پس‌سری جمجمه که بسیار نزدیک به قشر

^۴ ISCEV

^۵ ISCEV

^۶ Trial

^۱ Nakanishi

^۲ EEG V.16.24

^۳ Bayamed

۳-۲- تجزیه‌ی حالت تجربی

تجزیه‌ی حالت تجربی، روشی تطبیقی به منظور استخراج اطلاعات زمان-فرکانس سیگنال بوده و از آن جهت که تجزیه‌ی سیگنال به توابع حالت ذاتی بر اساس ویژگی‌های محلی سیگنال در مقیاس زمان است، برای پردازش سیگنال‌های غیرایستاد مانند الکتروانسفالوگرام سودمند است. هدف اصلی در روش تجزیه‌ی حالت تجربی، تجزیه‌ی سیگنال به مولفه‌های سازنده‌ی آن با محتوای فرکانسی متفاوت است. در این روش، ابتدا پس از تعیین نقاط ماکزیمم و مینیمم محلی، با اتصال آن‌ها به یکدیگر به روش اسپلاین درجه سه، پوش بالایی و پایینی به دست آمده، سپس اختلاف میان سیگنال اصلی و میانگین پوش بالا و پایین محاسبه می‌شود. عملیات فوق مجدداً روی سیگنال حاصل، تکرار شده و تا زمانی ادامه می‌یابد که شرط انحراف استاندارد برآورده شده و اولین تابع حالت ذاتی استخراج گردد. سپس اختلاف میان سیگنال اصلی و اولین تابع حالت ذاتی، محاسبه شده و به عنوان ورودی اولیه وارد چرخه می‌شود تا توابع حالت ذاتی بعدی به همین شیوه استخراج گردد [۲۱-۱۹].

۴-۲- روش پیشنهاد شده در این مقاله

شکل ۱، نمودار بلوکی روش پیشنهادی را نشان می‌دهد، که شامل مراحل پیش‌پردازش، تجزیه‌ی حالت تجربی، استخراج ویژگی و طبقه‌بندی می‌باشد. در مرحله‌ی پیش‌پردازش، بهبود کیفیت سیگنال، مورد نظر است. بدین منظور، ابتدا برای حذف نویز برق شهر، فیلتر ناچ ۵۰ هرتز اعمال گردید؛ در ادامه، فیلتر ضد تداخل ۸۰ هرتز به کار گرفته شد تا مولفه‌های فرکانسی بالاتر از این مقدار را تضعیف کند؛ پس از آن نرخ نمونه‌برداری به ۲۵۰ هرتز کاهش داده شد؛ سپس یک فیلتر باترورت مرتبه‌ی دو پایین‌گذر با فرکانس قطع ۴۰ هرتز و یک فیلتر باترورت مرتبه‌ی دو بالاگذر ۱ هرتز اعمال گردید. در مرحله‌ی دوم، با اعمال روش تجزیه‌ی حالت تجربی، سیگنال اصلی به توابع حالت ذاتی سازنده‌اش تجزیه شد. بر اساس هم‌پوشانی با محدوده‌ی فرکانسی هدف (فرکانس‌های ۱۶-۶ هرتز)، تنها توابع حالت ذاتی اول تا سوم به عنوان سه تابع حالت ذاتی موثر استخراج گردید. در ادامه، با استفاده از ترکیب‌های دوتایی و سه‌تایی توابع حالت ذاتی موثر، شش سیگنال IMF_1 ، IMF_2 ، IMF_3 ، IMF_{12} ، IMF_{23} و IMF_{123} بازسازی شد. در مرحله‌ی سوم، روش تحلیل همبستگی متعارف روی هر یک از این سیگنال‌ها اعمال گردید تا بردار ویژگی شامل شش فرکانس بازشناسی

حالت ماندگار چندکاناله است. برای دو بردار متغیرهای تصادفی $X = (X_1, \dots, X_n)$ و $Y = (Y_1, \dots, Y_m)$ که میان متغیرهای آن‌ها رابطه‌ی همبستگی برقرار است، روش تحلیل همبستگی متعارف، ترکیب‌های خطی میان X_i و Y_i را پیدا خواهد نمود که دارای بیشترین همبستگی با یکدیگر باشند. این روش، X سیگنال پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی حالت ماندگار حاصل از تحریک بینایی با گزینه‌های فرکانسی مشخص را دریافت نموده و سیگنال‌های مرجع ساختگی Y با فرکانس‌هایی متناظر را ایجاد می‌کند. سیگنال تحریک Y متناوب موج مربعی در فرکانس f را می‌توان به سری فوریه شامل هارمونیک‌هایش طبق معادله‌ی (۱) تجزیه نمود.

$$Y = \begin{bmatrix} \sin(2\pi(f_i)t) \\ \cos(2\pi(f_i)t) \\ \vdots \\ \sin(2\pi(Nf_i)t) \\ \cos(2\pi(Nf_i)t) \end{bmatrix} \quad t = \frac{1}{F_s}, \frac{2}{F_s}, \dots, \frac{T}{F_s} \quad (1)$$

که f فرکانس تحریک، T تعداد نقاط نمونه، N نشان‌دهنده‌ی تعداد هارمونیک‌های در نظر گرفته شده و F_s نرخ نمونه‌برداری می‌باشد.

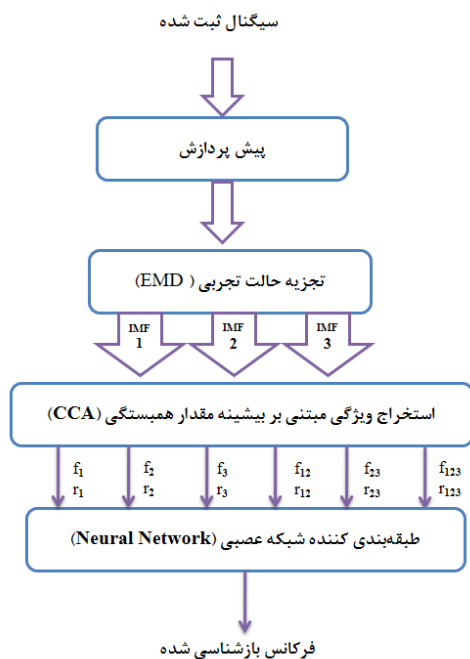
این الگوریتم در پی یافتن بردارهای وزن W_x و W_y است به طوری که همبستگی میان متغیرهای تصادفی $x = X^T W_x$ و $y = Y^T W_y$ (ترکیب خطی هارمونیک‌های سیگنال مرجع) را بیشینه نماید. بدین منظور با در نظر گرفتن دو شرط مطابق با رابطه‌ی (۲) و (۳)، همبستگی کل با حل مسأله‌ی بهینه‌سازی رابطه‌ی (۴) حاصل می‌شود و فرکانس مرتبط با بیشینه‌ی مقدار همبستگی، به عنوان فرکانس هدف شناسایی می‌شود.

$$E[xx^T] = E[x^T x] = E[W_x^T X X W_x] = 1 \quad (2)$$

$$E[yy^T] = E[y^T y] = E[W_y^T Y Y W_y] = 1 \quad (3)$$

$$\rho_k = \rho_{W_x, W_y}(x, y) = \frac{E[x^T y]}{\sqrt{E[x^T x]E[y^T y]}} \\ = \frac{E[W_x^T X Y^T W_y]}{\sqrt{E[W_x^T X X W_x]E[W_y^T Y Y W_y]}} \quad (4) \\ O = \max_k \rho_k, \quad k = 1, 2, \dots, K$$

پس از یافتن مقدار ρ_k برای تمامی فرکانس‌های تحریک، فرکانس مرتبط با بیشینه‌ی مقدار ρ_k ، به عنوان فرکانس هدف تعیین خواهد شد [۱۸-۱۶].



شکل (۱) - نمودار بلوکی روش پیشنهادی

۳- نتایج

جدول ۱ نتایج حاصل از روش پیشنهادی را به‌ازای پنجره‌های زمانی چهار ثانیه‌ای و هشت ثانیه‌ای از سیگنال نشان می‌دهد. به منظور مقایسه، روش تحلیل همبستگی متعارف رای شرایط استفاده از یک و دو هارمونیک در ساخت سیگنال مرجع (N) نیز پیاده‌سازی و گزارش گردیده است. به‌ازای پنجره‌ی زمانی هشت ثانیه‌ای، درصد صحت بازشناسی کل روش تحلیل همبستگی متعارف روی همه‌ی سوژه‌ها به ازای $N=1$ ، ۷۸٪ و برای حالت $N=2$ ، ۷۴٪ بوده است که این مقادیر در روش پیشنهادی، به ترتیب به ۸۲٪ و ۷۷٪ افزایش یافته است. به‌ازای پنجره‌ی زمانی چهار ثانیه‌ای، صحت تحلیل همبستگی متعارف برای هر دو حالت $N=1$ و $N=2$ ، ۷۸٪ بوده که در روش پیشنهادی به ترتیب به ۸۳٪ و ۸۰٪ افزایش یافته است.

۴- بحث و نتیجه‌گیری

یکی از راه‌های افزایش نرخ انتقال اطلاعات در سیستم‌های واسط مغز-کامپیوتر مبتنی بر پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی حالت ماندگار، افزایش تعداد گزینه‌های فرکانس تحریک با افزایش گستره‌ی فرکانس تحریک می‌باشد. در این روش با چالش وجود گزینه‌های هارمونیک یکدیگر مواجه هستیم. هر

شده به همراه مقادیر همبستگی متناظر ایجاد گردد. در مرحله‌ی چهارم، بردار ویژگی حاصل، به یک طبقه‌بند شبکه‌ی عصبی داده شد تا فرکانس تحریک بازشناسی گردد. بدین منظور از یک شبکه‌ی عصبی جلوسوی دو لایه (از نوع بازشناسی الگو) شامل ۱۲ ورودی (برابر با تعداد ویژگی‌های استخراج شده)، یک لایه‌ی پنهان و یک لایه‌ی خروجی استفاده شده است. لایه‌ی پنهان شامل ۲۰ نورون بوده و از تابع فعال‌ساز سیگموئید که تابعی غیرخطی و مشتق‌پذیر است در آن استفاده شده است. لایه‌ی خروجی شامل ۲۱ نورون متناظر با ۲۱ فرکانس تحریک بوده و نورون خروجی از نوع تابع سافت‌مکس^۱ می‌باشد. آموزش شبکه نیز به روش پس‌انتشار گرادینان مزدوج مقیاس شده^۲ انجام شده است.

برای آموزش و آزمون، از روش ارزیابی متقابل k-تایی^۳ استفاده شده است؛ به این صورت که مجموع داده‌ها به صورت تصادفی به k قسمت تقسیم و یادگیری k مرتبه تکرار می‌گردد. در هر مرتبه k-1 قسمت برای آموزش و یک قسمت برای آزمایش استفاده می‌شود و میانگین نتایج به‌دست آمده، به عنوان نتیجه‌ی ارزیابی ارائه می‌گردد. در این پژوهش، k متناسب با تعداد جلسات برگزار شده برای هر سوژه، مقدار متداول ۱۰ در نظر گرفته شده است. در هر مرحله، ۹۰٪ از داده‌ها برای آموزش و ۱۰٪ برای آزمون تعیین شد. بدین ترتیب در هر مرحله از آموزش، ابتدا تریال‌های ۹ جلسه‌ی همه سوژه‌ها (شامل $21 \times 9 \times 10$ تریال)، به عنوان داده‌ی آموزش به شبکه داده شد و شبکه بر اساس این داده‌ها، آموزش دید. در مرحله‌ی آزمایش، تریال‌های مربوط به یک جلسه‌ی باقی‌مانده از هر سوژه (شامل ۲۱ تریال) به طور مجزا به شبکه داده شد و در نهایت با استفاده از میانگین‌گیری از درصد بازشناسی ۱۰ جلسه، نتیجه‌ی درصد بازشناسی برای هر سوژه گزارش گردید.

۲-۵- معیار ارزیابی

برای ارزیابی کمی نتایج از صحت بازشناسی فرکانس مطابق رابطه‌ی (۵) استفاده شده است. در این رابطه، N_c تعداد تریال‌هایی است که فرکانس تحریک به طور صحیح بازشناسی شده و N_t تعداد کل تریال‌ها می‌باشد.

$$Accuracy = \frac{N_c}{N_t} \quad (5)$$

^۳ K-fold cross validation

^۱ Softmax

^۲ scaled conjugate gradient backpropagation

با پژوهش ونگ و همکارانش [۴]، نشان داد که پیشنهاد به‌کارگیری طبقه‌بند شبکه‌ی عصبی در کنار ترکیب تجزیه‌ی حالت تجربی و تحلیل همبستگی متعارف برای کاربردهای پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی حالت ماندگار که میان فرکانس‌های تحریک رابطه‌ی هارمونیک وجود دارد، سبب کاهش خطای بازشناسی فرکانس می‌شود. همچنین از آن جهت که به منظور بازشناسی فرکانس در روش پیشنهادی، نتایج همه‌ی توابع حالت ذاتی موثر و نیز ترکیب‌های آن‌ها توسط طبقه‌بند شبکه‌ی عصبی مورد ارزیابی قرار می‌گیرد، کار حاضر نسبت به پژوهش‌هایی که در آن‌ها تنها نتیجه‌ی بازشناسی فرکانس یک یا دو تابع حالت ذاتی را مد نظر قرار داده‌اند [۸-۱۵]، ارجحیت دارد.

اگرچه در این مطالعه از یک کانال ثبت استفاده شده است، اما چنانچه سیگنال به صورت چندکاناله ارائه گردد، روش پیاده‌سازی به این صورت خواهد بود که ابتدا روش تجزیه‌ی حالت تجربی بر روی سیگنال هر کانال به صورت مجزا اعمال گردیده و سه تابع حالت ذاتی موثر هر کانال استخراج می‌گردد. سپس روش تحلیل همبستگی متعارف بر روی شش سیگنال استخراج شده از هر کانال اعمال گردیده و ویژگی‌های مربوطه استخراج می‌گردند. در انتها ویژگی‌های مربوط به همه‌ی کانال‌ها، کنار هم قرار داده شده و تحت یک بردار ویژگی به طبقه‌بند شبکه‌ی عصبی داده می‌شود.

اندازه گستره‌ی فرکانس تحریک افزایش یابد، هارمونیک‌های متناظر با برخی فرکانس‌های تحریک در گستره‌ی فرکانس تحریک قرار گرفته و موجب خطای بازشناسی فرکانس در روش تحلیل همبستگی متعارف می‌شود. در این مقاله، روش تجزیه‌ی حالت تجربی- تحلیل همبستگی متعارف به همراه طبقه‌بند شبکه‌ی عصبی برای بازشناسی فرکانس در کاربردهای با گستره‌ی فرکانس تحریک وسیع، پیشنهاد گردید. بدین منظور نتایج بازشناسی فرکانس توابع حالت ذاتی گوناگون در باندهای فرکانسی مختلف به صورت مجزا مورد بررسی قرار گرفت و از آن جهت که نتایج مطالعات پیشین بیانگر ناکافی بودن تنها یک تابع حالت ذاتی برای گستره‌ی فرکانس تحریک وسیع بوده است، از یک طبقه‌بند شبکه‌ی عصبی برای طبقه‌بندی نتایج توابع حالت ذاتی استفاده گردید. ایده‌ی استفاده از روش سه مرحله‌ای شامل تجزیه‌ی حالت تجربی، تحلیل همبستگی متعارف و طبقه‌بند شبکه‌ی عصبی، توانست با کاهش خطای بازشناسی هارمونیک، صحت بازشناسی فرکانس را در مقایسه با روش تحلیل همبستگی متعارف بهبود بخشد. روش پیشنهادی نسبت به پژوهش ناکانیسی و همکارانش [۹]، از این مزیت برخوردار می‌باشد که با فراهم نمودن امکان به‌کارگیری فرکانس‌های تحریک با رابطه‌ی هارمونیک، امکان افزایش گستره‌ی فرکانس تحریک و در نتیجه افزایش تعداد گزینه‌های فرکانسی را فراهم نموده است. همچنین کار حاضر در مقایسه

جدول (۱) - درصد صحت بازشناسی روش پیشنهادی در مقایسه با روش تحلیل همبستگی متعارف

چهار ثانیه		هشت ثانیه				پنجره زمانی		تعداد هارمونیک در سیگنال مرجع
(N=۲)		(N=۱)		(N=۲)		(N=۱)		
روش پیشنهادی	CCA	روش پیشنهادی	CCA	روش پیشنهادی	CCA	روش پیشنهادی	CCA	سوزدها
۸۰	۸۲	۸۵	۹۰	۷۷	۷۹	۸۶	۹۲	۱
۷۴	۷۶	۸۳	۸۳	۸۰	۷۴	۸۴	۸۶	۲
۸۴	۸۰	۸۵	۶۹	۶۸	۶۷	۷۳	۵۸	۳
۶۹	۷۲	۷۰	۷۵	۶۲	۶۵	۶۹	۷۱	۴
۸۵	۸۳	۸۱	۶۸	۷۶	۷۵	۸۱	۶۶	۵
۸۰	۷۵	۸۵	۶۹	۸۱	۷۳	۸۹	۷۴	۶
۷۶	۷۱	۷۹	۷۹	۸۰	۷۱	۸۰	۸۴	۷
۷۳	۷۳	۸۴	۷۰	۷۲	۶۹	۷۵	۶۵	۸
۹۲	۸۷	۹۱	۹۵	۸۶	۸۵	۹۵	۹۷	۹
۸۲	۸۱	۹۱	۸۳	۸۸	۸۲	۹۱	۸۵	۱۰
۸۰	۷۸	۸۳	۷۸	۷۷	۷۴	۸۲	۷۸	میانگین

- [6] X. Ruan, K. Xue, M. Li, "Feature extraction of SSVEP-based brain-computer interface with ICA and HHT method," Proc. 11th World Congress on Intelligent Control and Automation (WCICA), pp. 2418-2423, Jun. 2014.
- [7] CH. Wu, HC. Chang, PL. Lee, KS. Li, JJ. Sie, CW. Sun, et al, "Frequency recognition in an SSVEP-based brain computer interface using empirical mode decomposition and refined generalized zero-crossing," Journal of neuroscience methods, vol. 196, no. 1, pp. 170-81, Mar. 2011.
- [8] M. Huang, P. Wu, Y. Liu, L. Bi, H. Chen, "Application and contrast in brain-computer interface Between hilbert-huang transform and wavelet transform," Proc. IEEE Conference on Young Computer Scientists (ICYCS), pp. 1706-1710, Nov. 2008.
- [9] M. Nakanishi, Y. Wang, X. Chen, Y.T. Wang, X. Gao, and T.P. Jung. "Enhancing Detection of SSVEPs for a high-speed brain speller using task-related component analysis." IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 65, No. 1, pp. 104-112, 2018.
- [10] G. Xiaorong, D. Xu, M. Cheng, and Sh. Gao. "A BCI-based environmental controller for the motion-disabled." IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering 11, No. 2, pp. 137-140, 2003.

[۱۱] ف. آهنین‌جان، ع. مالکی، « توسعه یک سیستم واسط مغز- کامپیوتر مبتنی بر پتانسیل برانگیخته بینایی حالت ماندگار برای تایپ متون فارسی»، مجله دانشکده پزشکی اصفهان، سال ۱۳۴م، شماره ۳۹۳، صفحه ۹۱۴-۹۱۸، پاییز ۱۳۹۵.

- [12] L. Meng, J. Jin and X. Wang, "A comparison of three electrode channels selection methods applied to SSVEP BCI. " 4th IEEE International Conference in Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), Vol. 1, pp. 584-587, 2011.
- [۱۳] م. علیرضایی علویجه، ع. مالکی، « روش همبستگی با پیش‌تنظیم بر اساس CCA برای سیستم مغز- کامپیوتر مبتنی بر «SSVEP» مجله مهندسی پزشکی زیستی، دوره ۱۰، شماره ۲، صفحه ۱۸۷-۱۹۶، تابستان ۱۳۹۵.
- [14] JV. Odom, M. Bach, M. Brigell, GE. Holder, DL. McCulloch, A. Mizota, AP. Tormene. "ISCEV standard for clinical visual evoked potentials:(2016 update).", International Society for Clinical Electrophysiology of Vision, Documenta Ophthalmologica, Vol. 133, No. 1, pp. 1-9, 2016.
- [15] Odom, J. Vernon, et al. "Visual evoked potentials standard (2004)." Documenta ophthalmologica, Vol. 108, No. 2, pp. 115-123, 2004.
- [16] RM. Tello, SM. Muller, T. Bastos-Filho, A. Ferreira, "A comparison of techniques and technologies for SSVEP classification," Proc. IEEE Conference on Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC), vol. 196, no. 1, pp. 1-6, May. 2014.

نتایج حاصل از این مقاله به ازای ارائه‌ی یک فرکانس تحریک در صفحه‌ی نمایشگر بوده است. نمایش تمامی فرکانس‌ها به صورت هم‌زمان در کنار هم، می‌تواند موجب کاهش نتایج صحت بازشناسی گردد. همچنین به منظور بهبود نرخ انتقال اطلاعات سیستم، می‌توان طول پنجره‌ی زمانی سیگنال را کاهش داد که این امر مستلزم استخراج ویژگی‌های بهتر و استفاده از طبقه‌بند بهتر می‌باشد.

روش پیشنهادی در دو مرحله‌ی آموزش و آزمایش انجام می‌شود که در این پژوهش تمامی پردازش‌ها به صورت برون‌خط انجام شده است. در پیاده‌سازی سیستم به صورت برخط، تنها مرحله‌ی آزمایش به صورت برخط انجام می‌شود. فرایند آموزش شبکه به صورت برون‌خط صورت پذیرفته و برای هر فرد تنها یک مرتبه نیاز به انجام آن است. شبکه‌ی آموزش‌یافته می‌تواند به طور پیوسته برای مدت زمان طولانی در کاربردهای برخط مورد استفاده قرار گیرد.

با استفاده از روش پیشنهادی در این مقاله، امکان وسیع‌تر نمودن گستره‌ی فرکانس تحریک و در نتیجه افزایش نرخ انتقال اطلاعات در سیستم‌های واسط مغز- کامپیوتر مبتنی بر پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی حالت ماندگار فراهم گردید.

۵- مراجع

- [1] HJ. Hwang, DH. Kim, CH. Han, CH. Im, "A new dual-frequency stimulation method to increase the number of visual stimuli for multi-class SSVEP-based brain-computer interface (BCI)," brain research, vol 1515, pp. 66-77, Jun. 2013.
- [2] M. J. Cui, W. Wong, S. Mann, "Time-frequency analysis of visual evoked potentials by means of matching pursuit with chirplet atoms," Proc. IEEE Conference on Engineering in Medicine and Biology Society (IEMBS'04), San Francisco, CA, USA, Vol. 1, pp. 267-270, Sep. 2004.
- [3] CM. Wong, B. Wang, F. Wan, PU. Mak, PI. Mak, MI. Vai, "A solution to harmonic frequency problem: frequency and phase coding-based brain-computer interface," Proc. IEEE Conference on Neural Networks (IJCNN), pp. 2119-2126, Jul. 2011.
- [4] L. Huang, X. Huang, YT. Wang, Y. Wang, TP. Jung, CK. Cheng, "Empirical mode decomposition improves detection of SSVEP," Proc. IEEE Conference on Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp. 3901-3904, Jul. 2013.
- [5] CM. Ng, MI. Vai, "Detection of attention-to-rest transition from EEG signals with the help of empirical mode decomposition," Intelligent Computing and Information Science, pp. 66-71, 2011

- [20] YH. Wang, CH. Yeh, HW. Young, K. Hu, MT. Lo, "On the computational complexity of the empirical mode decomposition algorithm," *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, vol. 400, pp. 159-67, Apr. 2014.
- [21] N.E. Huang, Z. shen, S. R. Long, M. C. Wu, H. H. Shih, Q. Zheng, H. H. Liu, "The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis," *Proc. in Proceedings of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. vol. 454, no. 1971, pp. 903-995, Mar. 1998.
- [17] G. Bin, X. Gao, Z. Yan, B. Hong, S. Gao, "An online multi-channel SSVEP-based brain-computer interface using a canonical correlation analysis method," *Journal of neural engineering*, vol. 6, no. 4, pp. 046002, Jun. 2009.
- [18] J. Castillo, S. Muller, E. Caicedo, T. Bastos, "Feature extraction techniques based on power spectrum for a SSVEP-BCI," *Proc. IEEE 23rd International Symposium on Industrial Electronics (ISIE)*., pp. 1051-1055, Jun. 2014.
- [19] N. Williams, SJ. Nasuto, JD. Saddy, "Evaluation of empirical mode decomposition for event-related potential analysis," *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, vol. 1, pp. 965237, Dec. 2011.