سنجش عملکرد سامانه‌های رابط مـــغز و رایانه به‌ازای ماتریس نمایش ردیـف و یا P300 Speller و نمایش حروف زبان فارسی (RCP) ستون

محمد میکائیلی* **و فروغ نجفی**

دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه شاهد، تهران، ایران

چکیده

سامانه‌های رابط مغز و رایانه P300 Speller به‌عنوان عضوی از خانواده سامانه‌های رابط مغز و رایانه سعی دارد تا توانایی تایپ حروف و برقراری ارتباط با این شیوه را برای بیماران و معلولان فراهم آورد. یکی از موارد بسیار مهم در این سامانه‌ها، قابلیت شخصی‌سازی است. با توجه به آنکه بیش‌تر پژوهش‌های این حوزه بر اساس نمایش حروف انگلیسی انجام شده، در این پژوهش سعی شده است تا برای نخستین‌بار عملکرد یک سامانه ارتباط مغز و رایانه P300 Speller به‌ازای نمایش حروف زبان فارسی مورد سنجش قرار گیرد. در این پژوهش پس از ثبت داده از داوطلبان و سنجش عملکرد سامانه مورد بررسی، صحت تشخیص ۸۸/۲۱٪ و نرخ انتقال اطلاعات ۶/۷۴ بیت در دقیقه به‌ازای پانزده تکرار با ترکیب روش کاهش بعد LDA و طبقه بند بیز به‌دست آمد. همچنین در این پژوهش اثر تغییر تعداد تکرار و کاهش زمان آزمایش نیز مورد بررسی قرار گرفت و نشان داده شد که به‌ازای کمینه تعداد تکرار، می‌توان به صحت تشخیص ۸۰/۰۶٪ و نرخ انتقال اطلاعات ۴۲/۴۳ بیت بر دقیقه دست یافت.

واژگان کلیدی: سامانه‌های رابط مغز و رایانه، سامانه BCI P300 Speller، روش کاهش بعد LDA، مؤلفه P300 ، طبقه‌بند بیز

Performance Analysis of a Persian text input brain–computer interface (BCI) P300 Speller system with row/column paradigm (RCP)

Mohammad Mikaili* & Foroogh Najafi

Department of Biomedical Engineering, University of Shahed, Tehran, Iran

Abstract

As a Brain computer interface system, BCI P300 Speller tries to help disabled people and patients to regain some of their lost ability with allowing communication via typing. The ability of personalization is one of the most important features in a BCI system, so the typing language as a personalization factor is an important feature in a BCI speller. Most prior researches on P300 Speller has focused on displaying English alphabet and there were only few studies made on other languages such as Chinese. In this research, we present a P300 Speller system, based on RCP, for Persian (Farsi) character input.

RCP (Row or Column Paradigm) was introduced by Farwell and Donchin at 1988, and since then it has been considered as a benchmark in P300 BCI speller research. As a result, in this study also, Row or column paradigm was selected as the base stimulation pattern in P300 speller system.

* نویسندهٔ عهده‌دار مکاتبات

* Corresponding author

In order to evaluate the Persian row or column paradigm performance, we recorded EEG signals from volunteered subjects while the stimulation pattern was being displayed. It should be noted that the test was explained to each subject before testing, and for more experience and in order to reduce the error, each subject participated in an experiment test before attending the main test. These EEG signals were recorded from 8 channels based on ''Fz'', ''Cz'', ''P3,'' ''Pz'', ''P4'', ''O1'', ''Oz'' and ''O2'' site in accordance to the International 10–20 system electrode placement system and by using Science Beam co.'s EEG recording device. The sample rate was 1 KHz which was down sampled to 250Hz. After recording, the EEG signals were filtered using a band passed filter And for classification, Linear discriminate analysis was used in combination with K-fold validation method for classifier training.

As performance determination, we calculated accuracy and bit rate for the mentioned system based on recorded data from volunteers and reached the average accuracy of 88.21% and bit rate of 6.74 (bits/minute) (we use Linear LDA classifier for classification and the total trial number was set to 15). Furthermore, in this research performance was measured for different trial number and final results demonstrated that this system can achieve high average accuracy of 80.06% and average bit rate of 42.43 (bits/minute) by using only 2 repetitions.

Keywords: Brian computer interface systems, BCI P300 Speller, P300 wave, LDA classifier

۱- مقدمه

سامانه‌های رابط مغز و رایانه به سامانه‌ای گفته می‌شود که با استفاده از ثبت سیگنال‌های مغزی و تفسیر آنها، سعی دارد تا کانالی ارتباطی مابین مغز انسان و سامانه ایجاد کند. به جهت برقراری این ارتباط می‌توان از سیگنال‌های مختلف مغزی همچون پتانسیل‌های SCP[1]، سیگنال‌های تصور حرکت، پتانسیل‌های SSVEP[2] و پتانسیل‌های برانگیخته مغزی همچون مؤلفه P300 و.... بهره برد [6]. از سامانه‌های رابط مغز و رایانه در جنبه‌های مختلفی همچون درمان بیماران، بازگرداندن توانایی‌های از دست رفته به افراد معلول، تسهیل زندگی روزمره، سرگرمی و... استفاده می‌توان کرد. سامانه P300 Speller درواقع نمونه‌ای از استفاده از سامانه‌های رابط مغز و رایانه در حوزه‌های درمانی و بازگرداندن توانایی ازدسته‌رفته به افراد معلول است.

انسان‌ها به‌دلایل مختلفی همچون تصادف، سکته مغزی و یا بیماری‌های مختلفی همچون بیماری ALS می‌توانند کل و یا بخشی از توانایی استفاده از ماهیچه‌های بدن خود را از دست بدهند، به‌گونه‌ای که گاهی این افراد حتی قادر به تکلم نیز نخواهند بود.

با معرفی سامانه‌های رابط مغز و رایانه همچون سامانه P300 Speller می‌توان بخشی از توانایی ازدست‌رفته این بیماران را حتی به‌صورت اندک و جزیی به آنها باز گرداند. درواقع این سامانه به‌عنوان زیرمجموعه‌ای از سامانه‌های رابط مغز و رایانه سعی می‌کند تا با استفاده از مؤلفه P300 به‌عنوان یک سیگنال مغزی، امکان تایپ حروف، بدون استفاده از عضلات و تنها با فکرکردن را برای افراد معلول و ناتوان فراهم آورد.

مؤلفه شناختی P300 به‌عنوان یک سیگنال وابسته به رویداد یا ERP که درواقع یکی از پرکاربردترین مشخصه‌های مغزی در سامانه‌های گوناگون ارتباط مغز و رایانه است، در اثر فرایند توجه به وجود می‌آید. هرگاه توجه فرد در اثر وقوع اتفاق و یا رویدادی جلب شود، مؤلفه شناختی P300 با تأخیری در حدود ۳۰۰ تا ۴۵۰ میلی‌ثانیه پس از زمان وقوع تحریک، در سیگنال مغزی فرد ظاهر می‌شود.

به‌علت ارتباط وقوع سیگنال P300 با فرآیندهای شناختی مغز، از این سیگنال به‌وفور در پژوهش‌های شناختی مغز همچون تصور حرکت، دروغ‌سنجی، سنجش بیماری‌های مختلفی همچون بیش‌فعالی، آلزایمر، خستگی و... استفاده می‌شود.

به جهت ایجاد مؤلفه P300 پژوهش‌گران از دسته‌ای از آزمایش‌ها با نام oddball استفاده می‌کنند. در این‌گونه از آزمایش‌ها، یک بخش هدف با احتمال وقوع پایین در مجموعه‌ای از بخش‌های غیر هدف با احتمال وقوع بالا قرار داده می‌شود؛ درنتیجه هرگاه بخش هدف ظاهر شود، به‌علت نامتحمل‌بودن وقوع آن، سبب جلب‌شدن توجه فرد و در نتیجه ایجاد مؤلفه P300 در سیگنال EEG فرد می‌شود.

دامنهٔ مؤلفهٔ شناختی P300 کم بوده و به‌طورمعمول در افراد جوان درنهایت به ده تا پانزد میکرو ولت می‌رسد [1].

[1] slow cortical potentials

[2] steady-state visual evoked potentials

دامنهٔ اندک این مؤلفهٔ شناختی و دامنهٔ بالای سیگنال EEG (دامنهٔ سیگنال‌های وابسته به رویداد یا ERP به‌طورمعمول ۰/۱ دامنه سیگنال EEG است.) تشخیص این مؤلفه را دشوار می‌سازد، که این امر خود سبب کاهش صحت و تشخیص این‌گونه از سامانه‌های رابط مغز و رایانه می‌شود. پژوهش‌گران به جهت رفع این مساله سعی کرده‌اند تا قسمت‌های گوناگون یک سامانه رابط مغز و رایانهٔ مبتنی بر مؤلفه P300 را بهبود بخشند.

یک سامانه رابط مغز و رایانهٔ مبتنی بر مؤلفه P300 به‌طورمعمول از بخش‌های اصلی چون، قسمت نمایش‌گر برای ایجاد تحریک، قسمت ثبت سیگنال مغزی، قسمت‌های مرتبط با ذخیره‌سازی و پردازش سیگنال و درنهایت قسمت طبقه بندی دادگان تشکیل شده است.

برخی از پژوهش‌گران سعی کرده‌اند تا با ارائه یک طبقه‌بند بهینه با توانایی تشخیص بالا به جهت تشخیص سیگنال‌های حاوی مؤلفه P300 از سیگنال‌های فاقد آن، میزان عملکرد سامانه‌های رابط مغز و رایانه را افزایش دهند. از پژوهش‌های این حوزه به پژوهش آقای Selim و همکاران در سال ۲۰۰۹ می‌توان اشاره کرد که به بررسی صحت تشخیص طبقه‌بندهای مختلف در سامانه‌های ارتباط مغز و رایانه مبتنی بر P300 پرداختند. آنها میانگین صحت تشخیص برای ماتریس RCP به‌ازای طبقه‌بندهای LDA، LSVM، BLDA و FLDA را به‌ترتیب برابر با ۸۳، ۸۸، ۹۸ و ۸۷ درصد به‌ازای ۱۵ بار تکرار آزمایش‌ها اعلام کردند [12].

برخی از پژوهش‌گران نیز کوشیده‌اند تا با تغییر در سایر قسمت‌های یک سامانه رابط مغز و رایانه مبتنی بر P300 میزان عملکرد این دسته از سامانه‌ها را افزایش دهند. از نمونه پژوهش‌های انجام‌شده در این بخش می‌توان به پژوهش‌های Allison BZ و همکاران در سال ۲۰۰۶ که به بررسی شیوه و یا الگوی خاموش/روشن‌شدن حروف‌های نمایش داده‌شده پرداختند [2]، پژوهش آقای Sellers و همکاران در سال2006 که به بررسی اثر زمان ISI[1] بر عملکرد سامانه‌های p300 speller پرداختند [5]، پژوهش آقای McFarland و همکاران درسال ۲۰۱۱ که به بررسی اثر زمان روشن بودن هر نویسه و مدت زمان خاموش‌بودن صفحه نمایش و همچنین نسبت این دو بر عملکرد سامانه پرداخته است [9] و پژوهش آقای Jing Jin و همکاران در سال ۲۰۱۲ که به بررسی اثر زمان مابین نمایش دو حرف هدف و اثر آن بر عملکرد سامانه پرداختند [6] اشاره کرد؛ ولی آنچه که در این بین، مسلم و آشکار است، این است که، هدف تمامی پژوهش‌گران، ارائه یک سامانه کارا و دقیق است که بتوان از آن در زندگی واقعی به‌آسانی و با نهایت کارایی استفاده کرد.

همان‌طورکه گفته شد، سامانه‌های رابط مغز و رایانه با هدف کمک به بازگرداندن توانایی ازدست‌رفته افراد ناتوان بنا نهاده شده‌اند؛ درنتیجه این‌گونه از سامانه‌ها به‌علت ارتباط مستقیم با بیماران و افراد معلول باید دارای ویژگی‌های مختلفی همچون صحت تشخیص بالا، دقت بالا، نرخ انتقال اطلاعات بالا، آسانی استفاده و.. باشند.

یکی از موارد مهمی که ویژگی‌های یک سیستم P300 Speller را تحت تأثیر می‌تواند قرار دهد، زبان مورد استفاده در این دسته از سامانه‌های رابط مغز و رایانه است.

عمده پژوهش‌های صورت‌گرفته در این زمینه، مبتنی بر نمایش و درنتیجه تایپ حروف انگلیسی بوده است و تنها تعداد محدودی از پژوهش‌گران به بررسی عملکرد سامانه‌های P300 Speller با زبان نمایشی غیر از زبان انگلیسی پرداخته‌اند [4]،[10] که از این مقدار محدود نیز عمده پژوهش‌های انجام‌شده به زبان چینی اختصاص یافته است[8].

درنتیجه، این سؤال ممکن است برای پژوهش‌گر ایجاد شود که آیا تغییر زبان نمایش به زبانی غیر از زبان انگلیسی سبب تغییر در عملکرد سامانه P300 Speller شده؟

در این پژوهش سعی شده است تا زبان نمایش در یکی از متداول‌ترین حالات سامانه‌های P300 Speller از زبان انگلیسی به فارسی تغییر داده شود و درنهایت عملکرد سامانه با توجه به تغییر داده‌شده مورد سنجش قرار گرفته شود.

۲- دادگان و روش‌ها

۲-۱- جمع‌آوری دادگان

به‌جهت بررسی عملکرد ماتریس تحریک معرفی‌شده در این پژوهش، دادگان مورد نیاز در طی یک آزمایش از چهار فرد سالم جمع‌آوری شده است. تمامی افراد مورد بررسی

[1] زمان ISI (Inter Stimulus Interval) به زمان مابین روشن‌شدن هر دو نویسهٔ متوالی در ماتریس نمایش سامانه‌های p300 speller گفته می‌شود.

داوطلبانه در مراحل جمع‌آوری دادگان شرکت کرده و از بینایی کامل برخوردار بوده‌اند.

در این آزمایش‌ها یک جدول ۶×۶ متشکل از ۳۲ حرف الفبای فارسی + اعداد تک‌رقمی یک تا چهار به فرد داوطلب نشان داده شد. مجموعه‌ای از نویسه‌ها توسط آزمایش‌گر پیش از شروع آزمایش انتخاب شده و در هر بار تکرار آزمایش یکی از نویسه‌ها به‌عنوان نویسهٔ هدف انتخاب شده و این نویسه در گوشه سمت راست صفحه‌نمایش، در بالای جدول نشان داده شد.

(شکل-۱): ماتریس تحریک ردیف و یا ستون به‌ازای نمایش حروف فارسی

(Figure-1): Row or column paradigm, with Persian (Farsi) character

پیش از شروع آزمایش، از فرد داوطلب خواسته شد تا به‌مدت چند دقیقه به جدول نگاه و سعی کند تا مکان نسبی نویسه‌های جدول را به خاطر بسپارد.

پیش از آغاز آزمایش، رنگ پس‌زمینه جدول مشکی و رنگ تمام نویسه‌ها خاکستری بوده است (به وضعیت نویسه‌های جدول در این حالت خاموش گفته می‌شود)؛ اما پس از آغاز آزمایش و به‌ازای هر نویسه هدف، یک ردیف و یا ستون از جدول به‌صورت تصادفی انتخاب شده و تمام نویسه‌های موجود در آن برای مدت ۱۲۵ میلی‌ثانیه به رنگ سبز نشان داده می‌شوند (به وضعیت نویسه‌های جدول در این حالت روشن گفته می‌شود) پس از آن دوباره جدول و نویسه‌های آن برای مدت‌زمان ۷۵ میلی‌ثانیه به حالت اولیهٔ خود باز می‌گردند؛ سپس دوباره ردیف و یا ستون دیگری به تصادف انتخاب شده و عمل قبل تکرار می‌شود. این فرایند تا آنجا ادامه می‌یابد که، تمامی نویسه‌های جدول دست‌کم یک بار خاموش و روشن شوند و پس از آن کل فرایند آزمایش به تعداد پانزده‌بار تکرار می‌شود. پس از اتمام آزمایش مرتبط با یک نویسهٔ هدف، رنگ پس‌زمینهٔ جدول برای مدت دو ثانیه به رنگ زرد تغییر می‌کند[1]. این تغییر رنگ به کاربر اطلاع می‌دهد که آزمایش‌های مرتبط با نویسهٔ هدف قبلی به اتمام رسیده و آزمایش‌های مربوط به نویسهٔ هدف بعدی در حال آغاز است. در مدت زمان در نظر گرفته شده، فرد داوطلب فرصت دارد تا مکان نویسهٔ هدف جدید را در جدول بیابد. پس از این ۲ ثانیه کلیه مراحل قبل، به‌ازای نویسهٔ هدف جدیدی دوباره تکرار می‌شود.

لازم به ذکر است که روند انجام آزمایش پیش از شروع برای هر فرد توضیح داده شده است و از وی خواسته می‌شود تا محل حروف و اعداد جدول را به خاطر بسپارد و همچنین از فرد خواسته شده است تا در طی آزمایش تعداد دفعاتی را که رنگ هر نویسهٔ هدف تغییر می‌کند (هر نویسه جدول خاموش و روشن می‌شود) در ذهن خود بشمارد. هم‌زمان با نشان‌دادن جدول به فرد، از وی ثبت الکترواسفالوگرافی گرفته می‌شود. در این پژوهش از هشت محل الکترودگذاری ''Fz'', ''CZ'', ''P3'', ''Pz'', ''P4'', ''Oz'', ''O1'' و''O2'' که بر اساس استاندارد بین‌المللی ۱۰-۲۰ انتخاب شده‌اند، به جهت ثبت سیگنال استفاده شده است و همچنین مکان الکترود مرجع و الکترود زمین به‌ترتیب لاله گوش سمت راست و AFz تعیین شده است.

در هنگام آزمایش، هرگاه نویسهٔ هدف در جدول خاموش و روشن شود به‌علت جلب توجه داوطلب، در سیگنال EEG وی که به‌صورت هم‌زمان در حال ثبت و ذخیره‌سازی است، مؤلفهٔ شناختی P300 ظاهر می‌شود، بنابراین در طی کل آزمایش به‌ازای هر نویسهٔ هدف، ردیف و ستون‌های ماتریس در مجموع به تعداد ۱۲×۱۵ بار خاموش و روشن می‌شوند و درنتیجه ۱۲×۱۵ سیگنال برای هر نویسهٔ هدف ذخیره می‌شود که از این بین تنها ۲×۱۵ سیگنال دارای مؤلفه شناختی P300 هستند و مابقی سیگنال‌های ذخیره شده، فاقد مؤلفه شناختی P300 هستند. مجموع پانزده نویسهٔ هدف در این آزمایش‌ها مورد بررسی قرار گرفته‌اند.

در این پژوهش، ثبت سیگنال با نرخ نمونه‌برداری یک کیلو هرتز انجام شده است، که پس از آن و در مرحله پیش‌پردازش دادگان، پس از انجام کاهش نرخ نمونه‌برداری، نرخ نمونه‌برداری به مقدار ۲۵۰ هرتز کاهش یافته است.

[1] به این بازه زمانی، زمان blank ماتریس گفته می‌شود.

۲-۲- پیش‌پردازش

به‌منظور آماده‌سازی سیگنال به‌جهت استخراج ویژگی، باید یک‌سری مراحل پیش‌پردازش بر روی سیگنال‌های ذخیره‌شده از هر فرد انجام شود. در این پژوهش کلیه مراحل پیش‌پردازش و پردازش داده‌ها در نرم‌افزار متلب محصول شرکت Mathworks نسخه سال ۲۰۱۲ انجام شده است.

به‌علت آنکه محدوده فرکانسی سیگنال‌های ERP و به‌خصوص مؤلفه شناختی مورد بررسی این پژوهش یعنی مؤلفه شناختی P300 در بازه فرکانس پایین قرار می‌گیرد، در مرحلهٔ نخست سیگنال‌های ذخیره‌شده از یک فیلتر میان‌گذر با بازهٔ فرکانسی ۸.۰/۱ تا ۴۰ هرتز عبور داده می‌شوند.

از آنجایی‌که ثبت سیگنال تمام ردیف و ستون‌ها پشت سرهم انجام شده است در مرحلهٔ دوم از بخش پیش‌پردازش، سیگنال ذخیره‌شده با استفاده از پنجره‌های زمانی قطعه‌قطعه می‌شود تا سیگنال‌های مرتبط با هر تک‌تحریک (سیگنال EEG ناشی از توجه به هر ردیف و یا ستون) جداگانه به‌دست آید.

به‌علت آنکه مؤلفهٔ شناختی P300 با تأخیری در حدود ۳۰۰ الی ۴۵۰ میلی‌ثانیه پس از وقوع تحریک رخ می‌دهد، به جهت به‌دست‌آوردن سیگنال مرتبط با یک تک‌تحریک، سیگنال EEG از لحظه شروع تحریک با کمک یک پنجرهٔ زمانی با طول یک ثانیه قطعه‌قطعه می‌شود.

مرحلهٔ نهایی پیش‌پردازش دادگان، مرحلهٔ میانگین گیری است. به‌جهت افزایش نسبت سیگنال به نوفه در آزمایش‌های مرتبط با مؤلفه شناختی P300، از روش تکرار آزمایش‌ها به دفعات متعدد استفاده می‌شود. درنتیجه به‌علت تکرار آزمایش‌ها به دفعات متعدد (تعداد تکرار اولیه در این پژوهش برابر با پانزده در نظر گرفته شده است) و همچنین به‌علت آنکه سیگنال EEG همانند نوفه برای سیگنال حاوی P300 عمل‌می‌کند، از تمام قطعات سیگنالی با منشأ یکسان (۱۵ سیگنال ذخیره‌شده به‌ازای هر ردیف و یا ستون) میانگین گرفته می‌شود.

۳- تحلیل دادگان

پس از استخراج سیگنال‌های مرتبط با هر تک‌ثبت و میانگین‌گیری به‌ازای هر نویسهٔ هدف، ماتریسی با ابعاد (تعداد کل نمونه‌ها در یک ثانیه) ۲۵۰ × (تعداد کل کانال‌های ثبت) ۸ × (تعداد کل ردیف و ستون‌های ماتریس تحریک) دوازده متشکل از دادگان ثبت‌شده به‌دست می‌آید.

در این پژوهش از دامنهٔ سیگنال در حوزهٔ زمان به‌عنوان ویژگی استفاده شده است. درنتیجه ماتریس اولیه به‌دست‌آمده به‌ازای کل نویسه‌های هدف مورد بررسی، برای هر فرد داوطلب دارای ابعاد (تعداد کل نمونه‌ها در یک ثانیه) × (تعداد کل نویسه‌های هدف) × (تعداد کل ردیف و ستون‌های ماتریس تحریک) × (تعداد کل کانال‌های ثبت) یا ۲۵۰×۱۵×۱۲×۸ است.

لازم به ذکر است از آنجایی که در این پژوهش استخراج مؤلفهٔ شناختی p300 تنها از یک کانال مد نظر بوده است، به جهت افزایش کل دادگان مشاهده، از دادگان هر کانال EEG به‌عنوان داده‌ای مجزا استفاده شده است.

پس از انجام کلیه مراحل پیش‌پردازش، برای هر فرد داوطلب، ۱۴۴۰ بردار مشاهده به‌دست آمد که هر کدام از این بردارهای مشاهده، شامل ۲۵۰ ویژگی هستند. به جهت طبقه‌بندی بردارهای مشاهده و جداسازی بردارهای حاوی مؤلفهٔ شناختی P300 از بردارهای فاقد آن در این پژوهش از، از روش کاهش بعد LDA به‌همراه طبقه‌بند بیز استفاده شده است.

به‌علت خطی‌بودن و سادگی محاسبات مورد نیاز در این روش ترکیبی، این روش پردازش دادگان، همواره مورد توجه پژوهش‌گران به جهت تشخیص حرف مد نظر کاربر در سامانه‌های مختلف رابط مغز و رایانه قرار گرفته است.

چون در پژوهش‌هایی که توسط Ortner در سال ۲۰۱۱ [11] و سایر پژوهش‌گران بر روی این روش انجام شده، نشان داده شده است که این روش پردازش در هنگام طبقه‌بندی سیگنال‌های شامل مؤلفه P300 از سیگنال‌های فاقد آن، در سامانه‌های رابط مغز و رایانه مبتنی بر این مؤلفه، عملکرد قابل قبولی از خود نشان می‌دهد، در این پژوهش به جهت تشخیص حرف مد نظر داوطلب و همچنین جداسازی سیگنال‌های حاوی مؤلفه P300 از سایر سیگنال‌ها، از ترکیب روش کاهش بعد LDA و طبقه‌بند بیز استفاده شده است.

در روش کاهش بعد LDA که یک روش خطی است، هدف تولید یک فضای ویژگی جدید است که در آن پراکندگی دادگان در هر توده طبقه‌ای کمینه و فاصله طبقه‌ها نسبت به یکدیگر بیشینه باشد تا بدین ترتیب خطای حاصل از طبقه‌بندی دادگان ورودی حداقل شود.

الگوریتم LDA با استفاده از دو معیار پراکندگی درون‌طبقه‌ای و پراکندگی برون‌طبقه‌ای متمرکزبودن دادگان

در هر طبقه و همچنین دوربودن طبقه‌ها نسبت به یکدیگر را توصیف می‌کند.

برای آشنایی بیشتر با الگوریتم LDA و همچنین روابط ریاضی مرتبط با آن، به متن بیان‌شده در کتاب آقای بیشاپ مراجعه شود [3].

در این پژوهش از روش اعتبارسنجی k-fold با k=10 به جهت آموزش و آزمایش طبقه‌بندی‌کننده برای طبقه‌بندی ۱۴۴۰ بردار مشاهده استفاده شده است.

بدین ترتیب که کل دادگان مشاهده به ده قسمت تقسیم می‌شوند. یک قسمت از این ده قسمت هر بار به‌عنوان مجموعه دادگان آزمایش و مابقی دادگان به‌عنوان مجموعه دادگان آموزش به‌کار گرفته می‌شوند. در هربار طبقه‌بند با استفاده از دادگان تعلیم آموزش دیده و صحت عملکرد آن بر اساس دادگان آزمایش، سنجیده خواهد شد و سرانجام از ده صحت عملکرد به‌دست‌آمده، میانگین گرفته می‌شود و به‌عنوان میانگین عملکرد نهایی طبقه‌بند برای هر فرد گزارش خواهد شد.

همچنین از آنجایی که در این پژوهش، از دادگان هر کانال EEG به‌عنوان داده‌ای مستقل برای طبقه‌بندی استفاده شده است، به هنگام تفکیک دادگان به دو بخش دادگان آموزش و آزمایش، و در هریک از ده مرحله، پژوهش‌گران اطمینان حاصل کرده تا دادگان یکسانی که تنها در نوع کانال ثبت شده با یکدیگر متفاوت هستند، در هر دو بخش آموزش و آزمایش قرار نگیرند.

۴- ارزیابی عملکرد سامانه و طبقه‌بند

به‌جهت ارزیابی عملکرد سامانه‌های رابط مغز و رایانه با مؤلفه P300 معیارهای متعددی همچون نرخ انتقال اطلاعات، صحت تشخیص، ضریب Kappa، حساسیت و.. توسط پژوهش‌گران مختلف معرفی شده [7] ولی از این میان دو معیار عملکردی درصد صحت تشخیص و نرخ انتقال اطلاعات بیشتر از سایر معیارها توسط پژوهش‌گران برای ارزیابی عملکرد سامانه‌های رابط مغز و رایانه در مقالات به‌کار گرفته شده است، ازاین‌رو در این پژوهش نیز به‌جهت سنجش عملکرد، از دو معیار درصد صحت تشخیص و نرخ انتقال اطلاعات استفاده شده است [8].

۴-۱- درصد صحت تشخیص

این معیار عملکرد سامانه‌های رابط مغز و رایانه را در تشخیص صحیح، مورد بررسی قرار می‌دهد و تعداد دفعاتی را که سامانه رابط مغز و رایانه درست انتخاب کرده است گزارش می‌کند. به‌عنوان مثال در سامانه‌های BCI P300 Speller این معیار بیان‌گر درصدی از حروف مد نظر کاربر است که طبقه‌بند آن را به‌درستی تشخیص داده و درنتیجه در صفحه نمایش‌گر تایپ شده است.

صحت طبقه‌بندی از رابطه (۱) محاسبه می‌شود.

$$P_{ac} = \frac{N_c - N_e}{N_c} \qquad (۱)$$

در رابطه بالا Nc بیان‌گر تعداد حالات کل و Ne تعداد حالاتی است که به‌اشتباه تشخیص داده شده است.

۴-۲- نرخ انتقال اطلاعات

نرخ انتقال اطلاعات یا همان نرخ بیت در سامانه‌های BCI، معیاری به‌جهت سنجش میزان اطلاعات انتقال‌داده‌شده توسط سامانه مذکور است. مقدار اطلاعات را می‌توان از دیدگاه‌های مختلفی همچون میزان بیت اطلاعات منتقل‌شده به‌ازای هر نویسه، میزان بیت منتقل‌شده در ثانیه و... سنجید، درنتیجه به‌جهت محاسبه نرخ انتقال اطلاعات تا کنون روابط مختلفی ارائه شده است.

در این پژوهش به جهت محاسبه نرخ انتقال اطلاعات از رابطهٔ زیر استفاده شده است:

$$B = \log_2 N + p.\log_2 p + (1-p).\log_2 \frac{1-p}{N-1} \qquad (۲)$$

$$B_t = \frac{B \times 60}{T} \qquad (۳)$$

در رابطهٔ (۲)، p بیان‌گر احتمال رخ‌دادن انتخاب دلخواه کاربر یا به‌عبارتی دیگر همان صحت تشخیص سامانه و بیان‌گر تعداد انتخاب‌های ممکن است. در سامانه‌های BCI P300 Speller تعداد نویسه‌های موجود بر روی ماتریس نمایش تعیین‌کنندهٔ مقدار N در رابطه بالا خواهند بود. به مقدار به‌دست‌آمده توسط رابطه (۲) نرخ ولپاو [1] گفته می‌شود.

همچنین در رابطهٔ (۳)، T زمان لازم برای تشخیص هدف توسط سامانه رابط مغز و رایانه است. در سامانه‌های BCI P300 Speller، T مدت زمانی است که، طول می‌کشد تا حرف مورد نظر کاربر توسط سامانه تشخیص داده شود و بر روی صفحه‌نمایش تایپ شود. واحد نرخ انتقال اطلاعات به‌دست آمده از رابطه (۳) برابر با بیت بر دقیقه است.

[1] Wolpaw

لازم به ذکر است، از آنجایی که به‌هنگام محاسبات نرخ انتقال اطلاعات به شیوهٔ ITR برخی از پژوهش‌گران زمان blank ماتریس را جزء زمان کل تایپ یک تک‌حرف هدف در نظر گرفته[1] و برخی دیگر خیر[2]، به جهت آسان‌ترشدن امکان مقایسه نتایج حاصل از این پژوهش با نتایج سایر پژوهش‌های انجام‌شده توسط پژوهش‌گران در ارتباط با سنجش میزان نرخ انتقال اطلاعات در سامانه‌های BCI P300 Speller، میزان نرخ انتقال اطلاعات بر اساس هر دو رویکرد بیان‌شده محاسبه شده است.

۵- نتایج

در این قسمت در ابتدا و در بخش نخست نتایج کمی حاصل از ارزیابی عملکرد طبقه‌کننده با دو معیار صحت تشخیص و نرخ انتقال داده به‌ازای تعداد تکرار ثابت پانزده آورده شده است. پس از آن در بخش دوم، نتایج کمی عملکرد طبقه‌بندی‌کننده به‌ازای تعداد تکرارهای مختلف با دو معیار صحت تشخیص و نرخ انتقال داده آورده شده است.

(جدول-۱): صحت تشخیص طبقه‌بندی‌کننده بیز، با روش اعتبارسنجی 10-fold و تعداد تکرار ۱۵ برای افراد داوطلب ۱تا۴

(Table-1): Average classification accuracy of subjects 1-4 calculated via a ten-fold cross Validation

Subject	1	2	3	4
Accuracy	85.13	85.06	94.26	88.40
Averaged accuracy	88.21			

(جدول-۲): نرخ انتقال اطلاعات ITR برای طبقه‌بندی‌کننده بیز و روش اعتبارسنجی 10-fold، برای افراد داوطلب ۱تا۴

(Table-2): Average bit rate of subjects 1-4 calculated via a ten-fold cross Validation

Subject	Bit rate-A	Bit rate-B
1	6.00	6.33
2	5.99	6.32
3	7.19	7.59
4	6.40	6.76
Average bit rate	6.39	6.75

[1] به مقدار ITR محاسبه‌شده در این حالت، برای جلوگیری از بروز اشتباه، از این پس نرخ انتقال اطلاعات ITR نوع A گفته می‌شود.

[2] به مقدار ITR محاسبه‌شده در این حالت، برای جلوگیری از بروز اشتباه، از این پس نرخ انتقال اطلاعات ITR نوع B گفته می‌شود.

(جدول-۳): نرخ ولپاو برای طبقه‌بندی‌کننده بیز و روش اعتبارسنجی 10-fold، برای افراد داوطلب ۱تا۴

(Table-3): Wolpaw bit rate of subjects 1-4 calculated via a ten-fold cross Validation

Subject	1	2	3	4
Wolpaw bit rate	3.80	3.79	4.55	4.05
Averaged Wolpaw bit rate	4.04			

در ادامه میانگین عملکرد طبقه‌بندی‌کننده بیز به‌ازای تعداد تکرارهای مختلف در جدول (۴) آورده شده است.

(جدول-۴): میانگین درصد صحت تشخیص و میانگین نرخ انتقال اطلاعات برای طبقه‌بندی‌کننده بیز و روش اعتبارسنجی 10-fold به‌ازای تعداد تکرارهای مختلف از ۱ تا ۱۵

(Table-4): Average classification accuracy and bit rate across 1–15 trials calculated via a ten-fold cross Validation

Trial number	Average bit rate	Average accuracy
15	6.74	88.21
14	7.07	87.10
13	7.63	87.20
12	8.33	87.50
11	9.05	87.32
10	9.98	87.41
9	10.83	86.27
8	11.98	85.45
7	13.63	85.23
6	15.89	85.07
5	19.06	85.05
4	23.10	83.58
3	29.12	80.95
2	42.43	80.06
1	71.30	71.52

۶- تحلیل و ارزیابی نتایج

همان‌طورکه از نتایج جدول (۱) و (۲) به‌دست می‌آید، میانگین درصد صحت تشخیص به‌ازای دادگان جمع‌آوری‌شده از چهار فرد داوطلب و پانزده تعداد تکرار برابر با ۸۸/۲۱ درصد است و همچنین میانگین نرخ انتقال اطلاعات محاسبه‌شده بر اساس رابطه سه نیز برای پانزده تکرار برابر با ۶/۷۵ بیت در دقیقه محاسبه شده است.

از آنجایی که تاکنون پژوهشی در زمینه عملکرد سامانه‌های رابط مغز و رایانه P300 Speller بر پایه نمایش حروف فارسی توسط پژوهش‌گران انجام نشده است، امکان مقایسه نتایج به‌دست آمده وجود ندارد؛ اما از آنجایی که به‌ازای شرایط مشابه و برای نمایش حروف انگلیسی، سایر

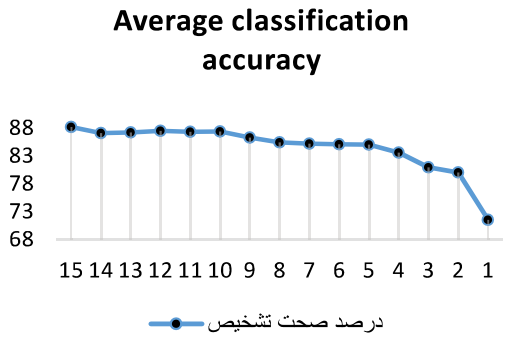
پژوهش‌گران درصد صحت تشخیص مشابه‌ای[1] را در پژوهش‌های خود گزارش کرده‌اند [12]-[11][2] می‌توان ادعا کرد که درصد صحت تشخیص و نرخ انتقال اطلاعات به‌دست آمده در این پژوهش، به‌ازای استفاده از روش ترکیبی استفاده شده که یک روش خطی بوده و همچنین نمایش حروف فارسی در حد قابل قبولی قرار دارد.

به‌علت وجود نوفه‌های محیطی همچون صداهای موجود در محیط، و یا آرتیفکت‌های ناشی از ضربان قلب فرد داوطلب، پلک‌زدن وی و.. بر روی سیگنال EEG ثبت‌شده و همچنین به‌علت دامنه اندک مؤلفهٔ P300 نسبت به دامنه سیگنال نوفه، نسبت سیگنال به نوفه برای دادگان ثبت‌شده بسیار پایین است. همان‌طورکه در مقدمه نیز بدان اشاره شد برای رفع این مشکل به‌طورمعمول پژوهش‌گران از تکرار آزمایش‌های ثبت داده به دفعات متعدد به هنگام ثبت مؤلفه P300 استفاده می‌کنند.

بدین ترتیب پس از تکرار آزمایش‌ها به تعداد مشخص و میانگین‌گیری از کل دادگان ثبت‌شده در دفعات مختلف، دامنهٔ مؤلفه P300 افزایش یافته درحالی‌که دامنه سیگنال EEG به‌علت ماهیت تصادفی این سیگنال، کاهش می یابد.

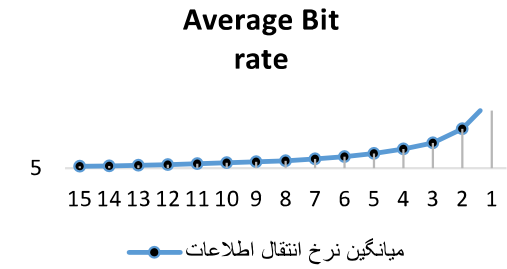
این مسأله علاوه‌بر افزایش نسبت سیگنال به نوفه، سبب افزایش صحت تشخیص طبقه‌بند به هنگام تشخیص دادگان حاوی مؤلفه P300 از دادگان فاقد آن می‌شود؛ در عین حال به‌علت آنکه آزمایش به دفعات متعدد تکرار می‌شود، زمان آزمایش طولانی شده و درنتیجه نرخ انتقال داده کاهش می‌یابد، همچنین طولانی‌شدن زمان آزمایش ممکن است، سبب خستگی فرد داوطلب شده و امکان بروز خطا به هنگام استفاده از سامانه را افزایش داده و درنتیجه سبب کاهش صحت تشخیص حرف مورد نظر کاربر، توسط سامانه شود.

بنابراین پژوهش‌گران سعی کرده‌اند تا با یافتن طبقه‌بند کاراتر و یا تعویض ویژگی‌های ماتریس نمایش و یا.. شرایطی را ایجاد کنند که بتوان به درصد صحت تشخیص و نرخ انتقال قابل قبولی در تعداد تکرار پایین به‌هنگام استفاده از سامانه‌های رابط مغز و رایانه با مؤلفه P300 دست یابند.



(شکل-۲): نمودار تغییرات درصد صحت تشخیص طبقه‌بند به‌ازای کاهش تعداد تکرار

(Figure-2): Average classification accuracy of subjects across 1–15 trials



(شکل-۳): نمودار تغییرات میانگین نرخ انتقال اطلاعات به‌ازای کاهش تعداد تکرار

(Figure-3): Average bit rate of subjects across 1–15 trials

همان‌گونه که در نمودار نشان داده شده در شکل (۲) مشخص است، با کاهش تعداد تکرار درصد صحت تشخیص طبقه‌بند کاهش می‌یابد؛ به‌گونه‌ای که درصد صحت تشخیص از میزان ۸۸/۲۱ درصد به‌ازای پانزده تکرار به مقدار ۸۰/۰۶ درصد در دو تکرار رسیده است؛ درحالی‌که طبق نمودار شکل (۳) با کاهش تعداد تکرار میزان نرخ انتقال بیت افزایش می‌یابد؛ به‌گونه‌ای که نرخ انتقال اطلاعات از ۶/۷۴ بیت در دقیقه به ۴۲/۴۳بیت در دقیقه با کاهش تعداد تکرار از ۱۵ بار به ۲ بار می‌رسد.

همان‌طورکه از تغییرات میانگین درصد صحت تشخیص و میانگین نرخ انتقال اطلاعات به‌ازای کاهش تعداد تکرار گزارش‌شده در نمودارهای نشان‌داده‌شده در شکل‌های (۲) و (۳) به‌دست می‌آید، تا کمینه تکرار برابر با دو، درصد صحت تشخیص بالاتر از هشتاد درصد و نرخ انتقال اطلاعات بالاتر از چهل بیت در دقیقه گزارش شده است. اگر نتایج به‌دست‌آمده به‌ازای تعداد تکرار دو را با نتایج گزارش‌شده توسط سایر پژوهش‌گران به‌ازای نمایش حروف انگلیسی مقایسه شود، مشاهده می‌شود که شرایط مشابه به‌ازای تعداد

[1] در پژوهش Selim و همکاران با شرایط مشابه میانگین صحت ۸۳٪ ثبت شد.

[2] در پژوهش Ortner و همکاران میانگین صحت در شرایط مشابه ۸۶٪ گزارش شده است.

تکرار بیشتر و یا به‌ازای استفاده از طبقه‌بندهای غیر خطی و یا پیچیده‌تر حاصل شده است؛ درحالی‌که در این پژوهش به‌ازای تعداد تکرار کم برابر با دو عملکرد قابل‌قبولی با استفاده از یک طبقه‌بند خطی و ساده حاصل شده است.

۷- نتیجه‌گیری

قابلیت شخصی‌سازی و توانایی داشتن کارایی بهینه یکی از موارد مهمی است که سامانه‌های رابط مغز و رایانه به‌عنوان یک سامانه درمانی باید داشته باشند. هدف از انجام این پژوهش شخصی‌سازی سامانه‌ها، رابط مغز و رایانه P300 Speller به‌ازای یکی از رایج‌ترین نمایشگرهای به‌کارگرفته‌شده در این گونه از سامانه‌ها، یعنی ماتریس نمایش ردیف و یا ستون[1] به‌ازای نمایش حروف فارسی و ارزیابی عملکرد آن برای نخستین‌بار بوده است.

متأسفانه پژوهش‌های انجام‌شده درخصوص عملکرد سامانه‌های رابط مغز و رایانه P300 Speller به‌ازای نمایش حروفی غیر از حروف زبان انگلیسی، محدود بوده است و پژوهشی درخصوص نمایش حروف فارسی و یا حروف زبان‌های مشابه با زبان فارسی، همچون زبان عربی و یا زبان اردو انجام نشده است؛ لذا به‌علت این امر، امکان مقایسه نتایج به‌دست‌آمده در این پژوهش با نمونه‌های مشابه وجود نداشته است؛ ولی اگر با اندکی اغماض نتایج به‌دست‌آمده با نتایج پژوهش‌های انجام‌شده درخصوص نمایش حروف انگلیسی و با شرایط مشابه برای سامانه‌های رابط مغز و رایانه P300 Speller مقایسه شود، مشاهده می‌شود که دست‌یابی به صحت تشخیص بالاتر از هشتاد درصد و نرخ انتقال اطلاعات بالاتر از چهل بیت در دقیقه تنها برای دو تکرار، و به‌ازای بهره‌گیری از یک طبقه‌بند ساده و خطی و بدون نیاز به مراحل پیش‌پردازش و یا پردازش پیچیده، عملکرد قابل‌قبولی بوده است. درنهایت به جهت ادامه پژوهش‌های صورت‌گرفته در این پژوهش، پژوهش‌گران می‌توانند نتایج عملکرد سامانه پیشنهادی این پژوهش را، به‌ازای استفاده از سایر طبقه‌بندهای متداول همچون طبقه‌بندهای غیر خطی و یا طبقه‌بندهایی همچون طبقه‌بند بردار ماشین پشتیبان و .. مورد بررسی قرار داده و نتایج به‌دست‌آمده را گزارش دهند.

۸- مراجع 8-References

[1] سیدصالحی سیده زهره، نصرآبادی علی مطیع، ابوطالبی وحید، "به‌کارگیری تحلیل زمان- فرکانس و ماشین همیار در تشخیص خودکار مؤلّفهٔ P300 جهت ارتباط مغز با رایانه"، پردازش علائم و داده‌ها، شماره ۲ (پیاپی ۱۰) ، صفحات ۷۰-۵۷، ۱۳۸۷.

[1] Z. Seyyedsalehi, AM. Nasrabadi, and V. Abootalebi. " Quadratic B-Spline Wavelet and Committee Machine for the P300 Detection in Brain Computer Interface.", Signal and Data Processing., vol. 2, no. 10, pp. 57-70, 2009.

[2] B. Allison, J. Pineda, "Effects of SOA and flash pattern manipulations on ERPs performance and preference: Implications for a BCI system", Int. J. Psychophysiol., vol. 59, no. 2, pp. 127-140, Feb. 2006.

[3] C.M. Bishop, Pattern Recognition and Machine Learning., Aug. 2006.

[4] M. Chang, T.M. Rutkowski, "Two-Step Input Spatial Auditory BCI for Japanese Kana Characters.", Advances in Cognitive Neurodynamics (V), pp. 383-389, 2016.

[5] D. J. Krusienski, E. W. Sellers, F. Cabestaing, S. Bayoudh, D. J. McFarland, T. M. Vaughan, J. R. Wolpaw, "A comparison of classification techniques for the P300 Speller", J. Neural Eng., vol. 3, pp. 299-305, Dec. 2006.

[6] J. Jin, E. W. Sellers, X. Wang, "Targeting an Efficient Target-to-Target Interval for P300 Speller Brain-Computer Interfaces", Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 50, no. 3, pp. 289-296, Feb. 2012.

[7] F. Lotte, M. Congedo, A. Lécuyer, F. Lamarche, B. Arnaldi, "A Review of Classification Algorithms for EEG-Based Brain-Computer Interfaces", J. Neural Eng., vol. 4, pp. R1-R13, 2007.

[8] J. Jin, B. Allison, C. Brunner, B. Wang, X. Wang, J. Zhang, C. Neuper, G. Pfurtscheller, "P300 Chinese input system based on Bayesian LDA", Biomed. Tech., vol. 55, no. 1, pp. 5-18, 2010.

[9] D. J. McFarland, W. A. Sarnacki, G. Townsend, T. Vaughan, J. R. Wolpaw, "The P300-based brain–computer interface (BCI): Effects of stimulus rate", Clin. Neurophysiol., vol. 122, pp. 731-737, 2011.

[1] Row or column paradigm

[10] J. W. Minett, H.-Y. Zheng, M. C.-M. Fong, L. Zhou, G. Peng, and W. S.-Y. Wang, "A Chinese Text Input Brain-Computer Interface Based on the P300 Speller," International Journal of Human-Computer Interaction, vol. 28, pp. 472-483, 2012.

[11] R. Ortner, R. Prueckl, V. Putz, J. Scharinger, M. Bruckner, A. Schnuerer, and C. Guger, "Accuracy of a P300 Speller for Different Conditions: A Comparison," Proc. of the 5th Int. Brain-Computer Interface Conference, 2011, Graz, Austria, p. 196.

[12] A. E. Selim, M. A. Wahed and Y. M. Kadah., "MacHine learning methodologies in P300 speller Brain-Computer Interface systems, " in Radio Science Conference, pp. 1-9, 2009.

[13] E.W. Sellers, "A P300 Event-Related Potential Brain-Computer Interface (BCI): The Effects of Matrix Size and Inter Stimulus Interval on Performance", Biological Psychology, vol. 73, no. 3, pp. 242-252, 2006.

[14] A. Rakotomamonjy, V. Guigue, "BCI competition III: Dataset II-ensemble of SVMs for BCI P300 speller", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, no. 3, pp. 1147-1154, Mar. 2008.

[15] D. E. Thompson, S. Blain-Moraes, J. E. Huggins, "Performance assessment in brain-computer interface-based augmentative and alternative communication", *Biomed. Eng. Online*, vol. 12, pp. 43, Jan. 2013.

محمد میکائیلی تحصیلات خود را در رشته مهندسی الکترونیک در دانشکده فنی دانشگاه تهران در سال ۱۳۶۸ و مقاطع کارشناسی ارشد و دکترای مهندسی پزشکی را در دانشگاه صنعتی امیرکبیر به‌ترتیب در سال‌های ۱۳۷۳ و ۱۳۸۰ به پایان رساند. وی از سال ۱۳۸۰ تا کنون به‌عنوان عضو هیأت علمی گروه مهندسی پزشکی در دانشگاه شاهد مشغول به کار است. زمینه‌های پژوهشی مورد علاقهٔ وی پردازش سیگنال‌های مغزی، سامانه‌های BCI و ابزار دقیق اندازه‌گیری در پزشکی است.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

mikaili@shahed.ac.ir

فروغ نجفی مدرک کارشناسی خود را در سال ۱۳۹۱ در رشته مهندسی پزشکی از دانشگاه صنعتی امیرکبیر و مدرک کارشناسی ارشد خود را در سال ۱۳۹۳ در رشته مهندسی پزشکی از دانشگاه شاهد اخذ کرده است. زمینه‌های پژوهشی مورد علاقهٔ وی سامانه‌های رابط مغز و رایانه، پردازش سیگنال‌های مغزی و شناسایی الگو است.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

najafi.foroogh@gmail.com