

# بهبود تشخیص خودکار احساسات با استفاده از

## سیگنال EEG

الناز ایل بیگی، محمدرضا یزدچی و امین مهنام

گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

### چکیده

احساسات نقش مهمی در زندگی روزمره انسان بازی می‌کنند؛ از این رو نیاز به بازشناسی خودکار آن برای بهبود ارتباط انسان و رایانه افزایش یافته است. بازشناسی از طریق سیگنال EEG با توجه به نشان دادن احساسات درونی افراد نسبت به سایر روش‌ها بسیار مورد توجه است. با توجه به فقدان مجموعه تحریک‌کننده‌های عاطفی برای انجام چنین مطالعاتی در فرهنگ ایرانی، در این مطالعه سعی بر انجام آزمایش‌هایی مطمئن و ایجاد چهار وضعیت احساسی در افراد شرکت‌کننده شده است. سوژه‌ها یک‌بار از طریق سامانه تصاویر استاندارد عاطفی که در دانشگاه فلوریدا جمع‌آوری شده است تحریک و بار دیگر از طریق مجموعه‌ای از فیلم‌هایی که با توجه به فرهنگ ایرانی جمع‌آوری شده‌اند، آزمایش می‌شوند. نتایج، حاکی از موفقیت بیش‌تر مجموعه فیلم‌های جمع‌آوری شده جهت تحریک عاطفی افراد شرکت‌کننده است. نکته قابل توجه دیگر در این مطالعه استفاده تنها از دو الکتروود و بازشناسی احساسات با صحت بالاست.

واژگان کلیدی: بازشناسی احساسات، سیگنال EEG، سامانه تصاویر استاندارد عاطفی، بعد فرکتال.

### ۱- مقدمه

فیزیولوژیک<sup>۴</sup> (۴) تجربه ذهنی و درونی<sup>۵</sup> (Desmet, 2001). یکی از روش‌های اندازه‌گیری احساسات، استفاده از عکس‌العمل‌های بروز حالت، مانند تغییر در صدا و چهره شخص است. استفاده از این روش‌ها مشکلاتی از قبیل پنهان کردن احساس توسط فرد<sup>۶</sup> و تفاوت‌های فردی در بروز حالت را دارد و اندازه‌گیری احساس را مشکل می‌کند؛ بنابراین استفاده از عکس‌العمل‌های فیزیولوژیکی همچون استفاده از تغییرات ایجادشده در سیگنال قلب، سیگنال مغز و درجه حرارت بدن می‌تواند به اندازه‌گیری احساسات کمک کند (Zeng, 2009). با توجه به این که سامانه لیمبیک<sup>۷</sup> یا سامانه عصبی احساسی، مجموعه پیچیده‌ای از سازه‌های عصبی است که در زیر مخ و دو طرف تالاموس<sup>۸</sup> یافت می‌شود و عامل زندگی احساسی انسان است، تغییر

احساسات نقش مهمی در زندگی انسان‌ها ایفا می‌کند. به طوری که بخش قابل توجهی از فرآیند تصمیم‌گیری، از احساسات ما تأثیر می‌پذیرد. بنابراین نقش احساسات تنها یک نقش تجملی نیست و تلاش برای بازشناسی آن اهمیت ویژه‌ای دارد. توانایی در تشخیص و بازشناسی احساسات می‌تواند در ساخت ماشین‌هایی با ویژگی‌های احساسی نزدیک به انسان نقش مؤثری داشته باشد. از این رو محققان زمینه علمی جدیدی را با نام محاسبات عاطفه‌گرا<sup>۱</sup> بنیان نهادند (Picard, 2000).

با وجود این که تمامی انسان‌ها احساسات را در وجود خود درک می‌کنند، اما تعریف مشخصی برای آن وجود ندارد. بهترین و کاربردی‌ترین تعریفی که تاکنون از احساس و اندازه‌گیری آن شده، عبارت است از: احساس پدیده‌ای است متشکل از چهار مؤلفه: (۱) واکنش‌های رفتاری<sup>۲</sup> (۲) واکنش‌های بروز حالت<sup>۳</sup> (۳) واکنش‌های

<sup>3</sup> Expressive Reactions

<sup>4</sup> Physiological Reactions

<sup>5</sup> Subjective Feelings

<sup>6</sup> Social Masking

<sup>7</sup> Limbic

<sup>8</sup> Thalamus

<sup>1</sup> Affective Computing

<sup>2</sup> Behavioral Reactions

در احساسات تأثیر قابل توجهی بر روی سیگنال‌های مغزی دارد، بنابراین سیگنال<sup>۱</sup> EEG یکی از سیگنال‌هایی است که در سال‌های اخیر بسیار مورد توجه قرار گرفته‌است.

در سال ۲۰۰۰، احساسات توسط سیگنال EEG و با استفاده از شبکه‌های عصبی مصنوعی، از یکدیگر بازشناسی شد؛ اما این کار با دقت مناسبی انجام نشد (Choppin, 2000). در سال ۲۰۰۶، باندهای فرکانسی آلفا و بتا برای به‌دست‌آوردن چگالی طیف توان سیگنال EEG استفاده شد. همچنین اثر انتخاب باندهای فرکانسی بررسی شد و بهترین نتیجه در باندهای فرکانسی آلفا و بتا به‌دست آمد (Bos, 2006). در سال ۲۰۰۹، بُعد همبستگی به‌عنوان ویژگی آشوبی و طبقه‌بندی‌کننده درجه دوم<sup>۲</sup> برای بازشناسی احساسات استفاده شد و نتایج نسبت به قبل بهبود یافت؛ اما در این تحقیق نیز از داده‌های آماده استفاده شده است (Khalili and Moradi, 2009). در سال ۲۰۱۱، تعداد الکترودهای مورد نیاز برای بازشناسی به سه الکتروود کاهش یافت و نتایج قابل قبولی برای بازشناسی احساسات به‌دست آمد (Sourina, 2011).

در اغلب کارهای انجام شده در گذشته که در خارج از ایران انجام شده از سامانه تصاویر استاندارد عاطفی دانشگاه فلوریدا آمریکا استفاده شده و در برخی مطالعات نیز از مجموعه فیلم‌هایی استفاده شده است که متناسب با فرهنگ کشور نویسندگان آن پژوهش‌هاست. در ایران نیز به‌طور معمول تحقیقات در محبت محاسبات عاطفه‌گرا بر روی سیگنال‌های ثبت‌شده و آماده بر روی جوامع غیر ایرانی انجام می‌شود (Khalili and Moradi, 2009). با توجه به این‌که انسان‌ها ویژگی‌های متفاوتی دارند و این تفاوت‌ها پاسخ‌های مختلفی را در سامانه اعصاب خودکار ایجاد می‌کند، مشخصات افراد شرکت‌کننده شامل سن، جنس و ملیت آنها اهمیت زیادی در نتایج بازشناسی دارد. با توجه به فقدان مجموعه تحریک‌کننده‌های عاطفی متناسب با فرهنگ ایرانی، در این مطالعه سعی بر انجام آزمایش‌هایی مطمئن و ایجاد چهار وضعیت احساسی از طریق مجموعه فیلم‌های تحریک‌کننده عاطفی شده است. شرکت‌کننده‌ها یک‌بار از طریق سامانه تصاویر استاندارد عاطفی که در دانشگاه فلوریدا جمع‌آوری شده، تحریک و بار دیگر از طریق مجموعه‌ای از فیلم‌هایی که با توجه به فرهنگ ایرانی جمع‌آوری شده‌اند، آزمایش می‌شوند.

در نهایت بازشناسی از طریق سیگنال EEG ثبت شده انجام می‌شود. برای بررسی صحت آزمایش‌های انجام شده، فیلم‌ها توسط متخصصان روانشناسی و سیگنال‌های ثبت‌شده توسط پزشکان مغز و اعصاب تأیید شده‌اند. علاوه بر تهیه مجموعه‌ای از تحریک‌کننده‌های عاطفی و ثبت سیگنال، افزایش تعداد شرکت‌کننده‌ها و رسیدن به درصد بالایی از بازشناسی در چهار وضعیت احساسی مشخص، از دیگر نکات قابل توجه در این مطالعه است. بنابراین، این مطالعه توانسته است با انجام یک تحقیق آزمایشگاهی و تحلیلی در کنار هم، به نتایج مناسبی دست یابد.

## ۲- روش کار

### ۲-۱- ملاحظات مربوط به انجام آزمایش

انجام آزمایش در زمینه محاسبات عاطفی محدودیت‌هایی به همراه دارد. مهم‌ترین ملاحظات که تأثیر به‌سزایی در انجام آزمایش و نتایج حاصل از آن دارد به شرح زیر است.

۲-۱-۱- دسته‌بندی قابل قبول احساسات اهمیت بالایی دارد. محققان به‌صورت کلی دو روش دسته‌بندی را به‌کار برده‌اند. روش اول، دسته‌بندی احساسات به‌صورت گسسته<sup>۳</sup> است. برای مثال احساس نفرت، خشم، شادی، ناراحتی، حیرت و ترس. اگرچه این روش، فرآیند تفکیک را آسان می‌کند، اما محدودیت‌هایی مانند وابستگی نام‌گذاری احساسات به فرهنگ و زبان اشخاص را دارد. روش دیگر استفاده از فضای دوبعدی برانگیختگی-جاذبه<sup>۴</sup> است که در آن محور عمودی برانگیختگی، میزان فعال و غیر فعال بودن احساس و محور افقی جاذبه، مثبت یا منفی بودن احساس را نشان می‌دهد. شکل (۱) نمایی از این فضای احساسی را نشان می‌دهد (Healey, 2000).

۲-۱-۲- مسأله دیگر مشخصات افراد شرکت‌کننده در آزمایش است؛ مشخصات افراد شرکت‌کننده شامل سن، جنس و ملیت آنها اهمیت به‌سزایی در نتایج بازشناسی دارد. بنابراین گروه انتخابی برای آزمایش می‌تواند ویژگی‌های مشترک بیشتر و یا کمتری با یکدیگر داشته باشند که این

<sup>3</sup> Discrete Emotional Categories

<sup>4</sup> Arousal - Valence

<sup>1</sup> Electroencephalogram

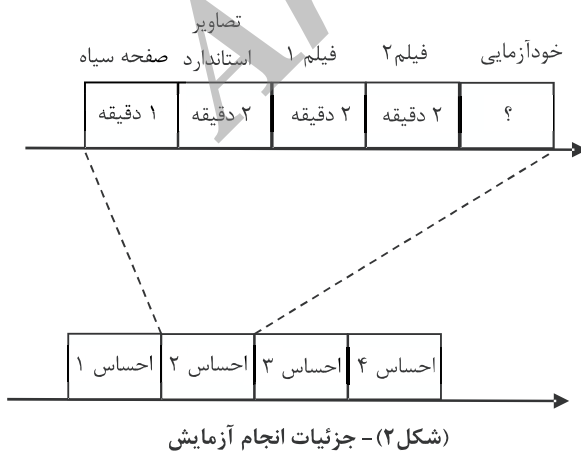
<sup>2</sup> Quadratic Discriminant Classifier

۲-۱-۵- روش‌های مناسب پیش‌پردازش، استخراج ویژگی و طبقه‌بندی سیگنال‌های حیاتی برای رسیدن به بهترین نتایج بازشناسی اهمیت دارد.

## ۲-۲- نحوه انجام آزمایش

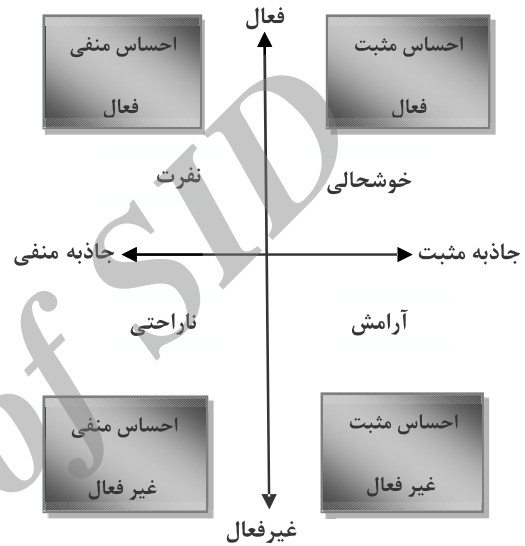
در این مطالعه از ۲۴ شرکت‌کننده، شامل ۱۶ مرد و ۸ زن، در رده سنی ۲۰ تا ۳۰ سال استفاده شده است که همگی از افراد سالم انتخاب شده‌اند. قبل از انجام آزمایش برای بررسی سلامت عمومی به هر فرد یک پرسش‌نامه سلامت عمومی<sup>۲</sup> شامل ۲۸ سؤال داده می‌شود. این پرسش‌نامه افراد را از لحاظ بیماری‌های روان‌تنی، شدت اضطراب، روابط اجتماعی و میزان افسردگی مورد بررسی قرار می‌دهد. بنابراین تمام افراد شرکت‌کننده از جهات یاد شده در سلامت کامل به سر می‌برند. پس از انتخاب افراد سالم، شرکت‌کننده‌ها رضایت‌نامه شرکت در آزمایش را تکمیل می‌کنند؛ سپس نحوه انجام آزمایش برای آنها توضیح داده می‌شود و از آنها خواسته می‌شود در حین انجام آزمایش به‌طور کامل آرام باشند و از انجام حرکات اضافی پرهیز کنند.

دو قطعه فیلم دودقیقه‌ای و سی تصویر از مجموعه تصاویر استاندارد عاطفی مطابق با یکی از ربع‌های فضای دوبعدی برانگیختگی - جاذبه برای ایجاد هریک از حالت‌های احساسی شادی، آرامش، ناراحتی و نفرت در نظر گرفته شده است (Shi, 2012). جزئیات انجام آزمایش در شکل (۲) نشان داده شده است. آزمایش برای هر فرد دوبار تکرار می‌شود و در هر بار، فیلمی که به‌طور میانگین بیشترین تأیید را از سوی شرکت‌کنندگان دارد، برای پردازش مورد استفاده قرار می‌گیرد.



<sup>2</sup> General Health Question (GHQ)

موضوع می‌تواند در نتایج به‌دست آمده اثر قابل توجهی داشته باشد. تفاوت‌های فردی، احساسات با پاسخ‌های متفاوتی در سامانه اعصاب خودکار ایجاد می‌کند از این رو می‌توان جهت مطالعات خود، سه انتخاب متفاوت داشت: الف) استفاده از عموم افراد (Van den broek, 2009). ب) استفاده از گروه‌هایی با مشخصات مشترک سنی، جنسی، فرهنگی، تحصیلی و غیره (Choi, 2009). ج) استفاده از یک شخص (Healey, 2005).



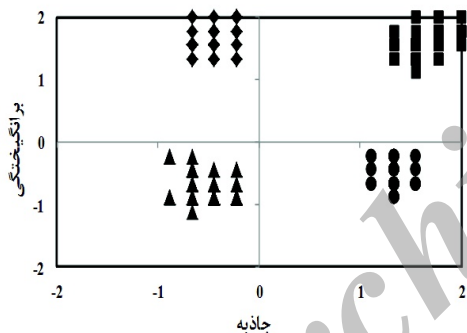
(شکل) - فضای دوبعدی برانگیختگی - جاذبه

۲-۱-۳- روش انتخابی برای تحریک و ایجاد احساسات نیز بسیار حائز اهمیت است. روش‌های مختلفی برای این کار استفاده شده است، استفاده از تصور و تخیل (Picard, 2001)، استفاده از بازیگران، سامانه تصاویر استاندارد عاطفی<sup>۱</sup> (Leon, 2007)، موسیقی، استفاده از قطعات فیلم (Lisetti, 2004). هر کدام از این روش‌ها مباحث عصبی، شناختی و روانشناسی خاص خود را می‌طلبند و به فرهنگ جامعه بسیار وابسته هستند.

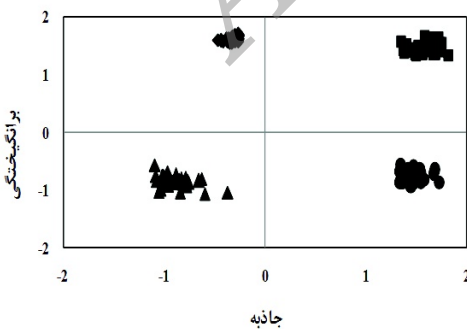
۲-۱-۴- انتخاب الکتروود و تعداد آن با توجه به نوع تحریک بسیار حائز اهمیت است. هرچه تعداد الکتروودها کمتر باشد، شرایط راحت‌تری برای شرکت‌کننده فراهم می‌آورد.

<sup>1</sup> International Affective Picture System

نیست. شرکت کننده بر روی صندلی و در فاصلهٔ چهل سانتی متری از یک صفحهٔ نمایش پانزده اینچی به تماشای فیلم‌ها و تصاویر آماده شده می‌نشیند. برای ثبت سیگنال از یک کلاه ثبت سیگنال EEG از محصولات شرکت ECI و از دستگاه PowerLab ساخت شرکت ADInstruments و رایانهٔ دیگری که از دید شرکت کننده پنهان است، استفاده شده است. کلاه مورد استفاده برای ثبت سیگنال شامل بیست الکتروود براساس سامانهٔ الکتروودگذاری ۲۰-۱۰ است. از میان این الکتروودها هشت الکتروود شامل Fp1، Fp2، Fp3، Fp4، T3، T4، Fz و Pz برای ثبت در نظر گرفته شده است. برای انتخاب این هشت الکتروود، مجموعه مقالاتی که توسط کوانگ در سال ۲۰۰۹، پانگیوتیس در سال ۲۰۱۰ و سورینا در سال ۲۰۱۱ نوشته شده است، مورد بررسی قرار گرفته و از میان آنها الکتروودهایی که در این مقالات به صورت مشترک استفاده شده است، سیگنال دریافت شده از این الکتروودها نسبت به گوش راست ثبت شده و گوش چپ به عنوان زمین دستگاه در نظر گرفته شده است. شکل (۶) یک شرکت کننده را لحظاتی قبل از انجام آزمایش نشان می‌دهد.

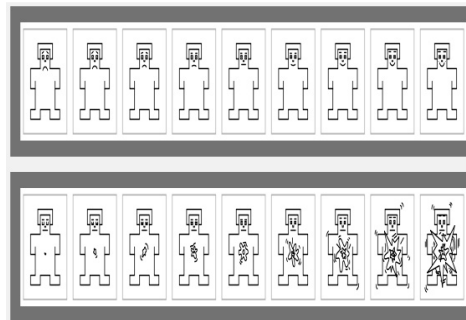


شکل (۴) - نتایج حاصل از خودآزمایی انجام شده توسط شرکت کننده‌ها



شکل (۵) - میزان جاذبه و برانگیختگی تصاویر استاندارد به کاررفته در فضای دو بعدی برانگیختگی - جاذبه

در بخش خودآزمایی از افراد شرکت کننده خواسته می‌شود نظر خود را در ارتباط با فیلم‌های نشان داده شده در هر بخش بیان کنند. برای این منظور از آدمک‌هایی برای خودآزمایی<sup>۱</sup> استفاده می‌شود (Morris, 1995). این روش یکی از معتبرترین روش‌هایی است که در این زمینه و در کلیه تحقیقات استفاده می‌شود. در این روش همان‌طور که در شکل (۳) نشان داده شده است آدمک‌ها در ردیف اول، سطح جاذبه یعنی مثبت یا منفی بودن احساس را نشان می‌دهند و در ردیف دوم میزان برانگیختگی احساس را بیان می‌کنند. اعداد اختصاص داده شده به هر آدمک از سمت چپ به راست به ترتیب از ۱ تا ۹ است. بنابراین از شرکت کننده‌ها خواسته می‌شود با انتخاب دو عدد برای هر فیلم، میزان جاذبه و برانگیختگی فیلم را مشخص کنند. شکل (۴) نتایج حاصل از خودآزمایی انجام شده توسط شرکت کننده‌ها را نشان می‌دهد که در محدودهٔ ۲- تا ۲+ بهنجار شده است. این اعداد با تقسیم کردن میانگین جاذبه و برانگیختگی تصاویر بر انحراف استاندارد آنها به دست آمده است. این کار برای نزدیک تر شدن اعداد به یکدیگر و جداسازی بهتر چهار ربع نمودار انجام شده است. در بخش تصاویر استاندارد با توجه به اعداد مربوط به میزان جاذبه و برانگیختگی که توسط دانشگاه فلوریدا مشخص شده، سی تصویر انتخاب شده است. نمودار مربوط به میزان جاذبه و برانگیختگی این تصاویر در شکل (۵) نشان داده شده است.



شکل (۳) - آدمک‌های مربوط به خودآزمایی: برای تعیین میزان جاذبه و برانگیختگی، به ستون‌ها از چپ به راست اعداد ۱ تا ۹ اختصاص داده می‌شود. ردیف اول جاذبه و ردیف دوم برانگیختگی را نشان می‌دهد (Morris, 1995).

## ۲-۳- نحوه ثبت سیگنال

برای انجام آزمایش، محیطی به طور کامل آرام در نظر گرفته شده است و شخص دیگری در محیط انجام آزمایش حاضر

<sup>۱</sup> SAM (Self-Assessment Manikins)

## ۲-۴-۱- روش آنالیز مؤلفه‌های مستقل

این روش جهت تجزیه داده‌های چندبعدی به مؤلفه‌های مستقل استفاده می‌شود. یکی از کاربردهای آن جداسازی منابع مستقل از ترکیب خطی آنهاست. (Hyvärinen, 2000).

مدل خطی این روش به صورت رابطه شماره یک تعریف می‌شود.

$$s = Wx \quad (1)$$

در این رابطه  $x$  سیگنال چندبعدی اولیه و  $s$  منابع مستقل و  $W$  ماتریس جداساز است.

ثابت می‌شود که اگر تعداد منابع مستقل با بُعد سیگنال اولیه یکسان باشد، ICA قادر است منابع مستقل را در قالب مؤلفه‌های مستقل ارائه دهد. این مؤلفه‌ها به طور عمومی، ترتیب خاصی ندارد و اصولاً انتخاب مؤلفه‌های مورد نظر، با بررسی مؤلفه‌ها، به صورت بصری انجام می‌گیرد؛ البته یکی از پارامترهایی که می‌توان به کمک آن مؤلفه‌های مربوط به اغتشاشات چشم و نوفه‌های سوزنی را کاهش داد، پارامتر کارتوسیس<sup>۳</sup> است. این پارامتر اطلاعاتی راجع به شکل توزیع آماری یک متغیر تصادفی در اختیار ما قرار می‌دهد و با رابطه دو معرفی می‌شود.

$$kurt(s) = E\{s^4\} - 3\left(E\{s^2\}\right)^2 \quad (2)$$

این متغیر می‌تواند سیگنال‌هایی که توزیع متمرکز دارند، به سادگی شناسایی کند. برای یک سیگنال با توزیع گوسین مقدار کارتوسیس برابر صفر و هرچه توزیع سیگنال به سمت سوپر گوسین نزدیک شود، مقدار کارتوسیس بزرگ‌تر از صفر می‌شود؛ بنابراین با محاسبه این پارامتر می‌توان نوفه‌های ناشی از چشم را تشخیص و آن را کاهش داد. شکل (۷) سیگنال ثبت شده از هشت کانال در حین انجام آزمایش را نشان می‌دهد. کانال‌های Fp2، Fp1، F3، F4، T3، T4، Fz و Pz به ترتیب با شماره‌های یک تا هشت نام‌گذاری شده‌اند. همان‌طور که در شکل مشخص است، این سیگنال در کانال‌های مختلف دارای نوفه است. برای حذف این اغتشاشات با استفاده از روش ICA، هشت مؤلفه مستقل از این سیگنال‌ها، جدا و در شکل (۸) نشان داده شده است. این کار با نرم‌افزار EEGLab 2007 انجام شده است.

همان‌گونه که در شکل مشخص است، مؤلفه اول مربوط به اغتشاشات چشم است. برای اطمینان از این موضوع، مقادیر



(شکل ۶) - شرکت کننده لحظاتی قبل از انجام آزمایش

## ۲-۴-۲- پیش پردازش

سیگنال دریافت شده از دستگاه، توسط نرم‌افزار LabChart با نرخ نمونه‌برداری یک کیلوهرتز و در محدوده فرکانسی یک تا شصت هرتز ثبت می‌شود. در بخش پیش پردازش در ابتدا سیگنال در محدوده فرکانسی یک تا ۴۵ هرتز فیلتر می‌شود، سپس با توجه به زمان‌های ثبت، سیگنال به بخش‌های مختلف شامل عکس‌ها و فیلم‌های مربوط به هر احساس تقسیم می‌شود. با توجه به مدت زمان نمایش هر فیلم، سیگنال‌هایی با مدت زمان دودقیقه به دست می‌آید. در بخش بعد از ابتدا و انتهای هر سیگنال مدت زمان ده ثانیه جدا شده و از سیگنال حذف می‌شود؛ این کار برای داشتن سیگنال، موقعی که شرکت کننده تمرکز لازم را به دست آورده است، انجام می‌شود. با این حساب، سیگنال با مدت زمان صدثانیه برای هر فیلم و نیز برای هر بخش شامل تصاویر استاندارد، در نظر گرفته می‌شود. در مرحله بعد نرخ نمونه‌برداری از یک کیلوهرتز به ۵۱۲ هرتز کاهش پیدا می‌کند و همچنین خط پایه<sup>۱</sup> سیگنال حذف می‌شود.

پس از آماده‌سازی سیگنال، نوبت به کاهش نوفه‌های موجود در سیگنال می‌رسد. مهم‌ترین نوفه‌هایی که سیگنال EEG را تحت تأثیر قرار می‌دهد، برق شهر، پلک‌زدن، حرکات بدن و ماهیچه‌های صورت است. نوفه برق شهر با اعمال فیلتر در محدوده فرکانسی یک تا ۴۵ هرتز تا حد زیادی کاهش می‌یابد. نوفه ناشی از پلک‌زدن و حرکات افقی چشم در هنگام مشاهده فیلم‌ها، در سیگنال بسیار مشهود است؛ برای کاهش چنین نوفه‌هایی از روش آنالیز مؤلفه‌های مستقل<sup>۲</sup> استفاده شده است.

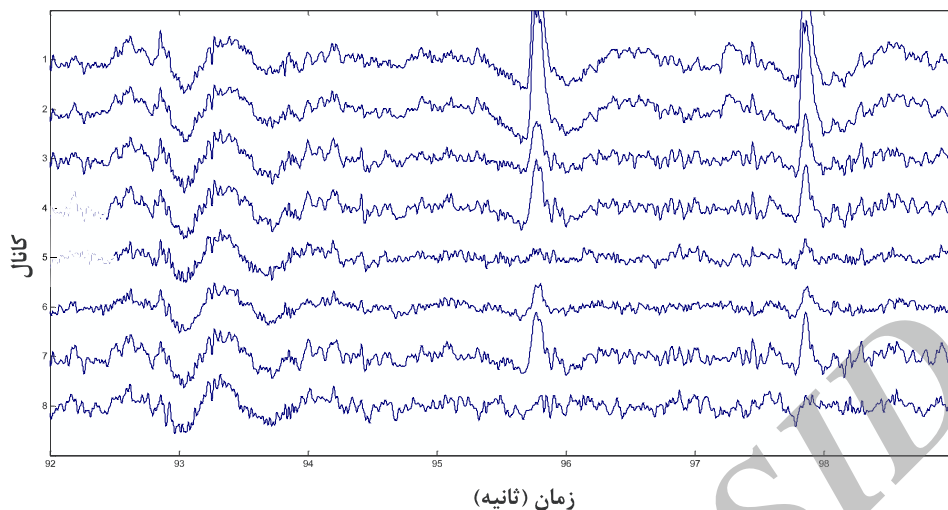
<sup>1</sup> Base Line

<sup>2</sup> Independent Component Analysis(ICA)

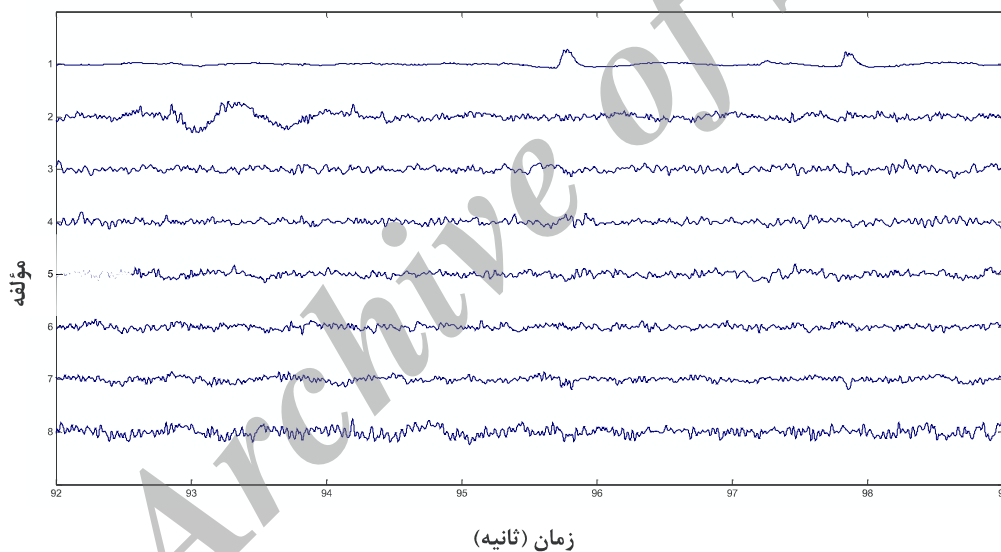
<sup>3</sup> Kurtosis

می‌دهد. نوفه دیگری که سیگنال را آلوده کرده حرکت بدن است که در مؤلفه دوم خود را نشان داده است. به این ترتیب با حذف این دو مؤلفه نوفه‌های سیگنال تا حد زیادی کاهش می‌یابند.

کارتوسیس این هشت مؤلفه به دست آمده و در جدول (۱) نشان داده شده است. همان‌گونه که در جدول دیده می‌شود، عدد به دست آمده برای مؤلفه اول از سایر اعداد بسیار بزرگ‌تر است؛ بنابراین توزیع این مؤلفه نسبت به سایر مؤلفه‌ها متمرکزتر است و نوفه ناشی از چشم را نشان



شکل (۷) - سیگنال ثبت شده از ۸ کانال  $Fp_1, Fp_2, F_3, F_4, T_3, T_4, F_z$  و  $P_z$  به ترتیب با شماره‌های ۱ تا ۸ نام‌گذاری شده‌اند.



شکل (۸) - هشت مؤلفه جدا شده از سیگنال EEG توسط روش ICA.

(جدول ۱) - کارتوسیس به دست آمده از ۸ مؤلفه از سیگنال.

مؤلفه	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸
کارتوسیس	۱۵/۱	۵/۸	۳/۵۲	۳/۷۵	۳/۱۲	۳/۵۳	۵/۸۸	۲/۸۳

## ۲-۴-۲- انتخاب الکتروود

پس از حذف نوفه‌های سیگنال، نوبت به انتخاب الکتروودها می‌رسد. با توجه به مطالعاتی که در زمینه محاسبات عاطفی انجام شده است، باندهای فرکانسی آلفا و بتا بیش‌ترین تأثیر را در تحریکات عاطفی می‌پذیرند (Bos, 2006)، از این‌رو در این مطالعه در محدوده فرکانسی این دو باند، یعنی در فرکانس‌های هشت تا سی هرتز مؤلفه‌های سیگنال به کمک روش ICA جدا شده‌اند و نگاشت<sup>۱</sup> این مؤلفه‌ها بر روی سر، متناسب با توان این اجزاء، به دست آمده است؛ سپس الکتروودی که بیش‌ترین توان را در محدوده فرکانسی مورد نظر دارد تعیین می‌شود. این کار توسط نرم‌افزار EEGLab 2007 انجام می‌شود (Delorme, 2006). این کار به این علت انجام می‌شود که نواحی‌ای از سر که در این نگاشت توان بیش‌تری دارند، می‌توانند اطلاعات بیش‌تری از تغییرات رخ داده در مغز در اختیار ما قرار دهند. بنابراین با انتخاب الکتروودها در این نواحی اطلاعات کامل‌تری از سیگنال را در اختیار ما قرار می‌گیرد (Cook, 1998 and Suprijanto, 2009). نتایج نشان می‌دهد در محدوده فرکانسی ۱۰-۸ و ۱۶-۱۴ هرتز الکتروود F3، در فاصله فرکانسی ۲۰-۱۸ هرتز الکتروود F4 و در محدوده فرکانسی ۱۴-۱۰، ۱۶-۱۸ و ۳۰-۲۰ هرتز الکتروود Fz بیش‌ترین توان را دارد. شکل (۹) نحوه انجام این عمل را به عنوان نمونه در فرکانس‌های ۸، ۱۸ و ۳۰ هرتز نشان می‌دهد. بنابراین تعداد الکتروودها برای پردازش از هشت الکتروود به سه الکتروود محدود می‌شود. در ادامه الکتروود Fz با توجه به موقعیت مکانی آن بر روی سر برای جداسازی احساسات از لحاظ برانگیختگی استفاده می‌شود (Bos, 2006) و دو الکتروود F3 و F4 برای بررسی توانایی آنها در بازشناسی احساسات از لحاظ جاذبه با یکدیگر مقایسه می‌شوند (Douglas, 2004).

یکی از اهداف مهم این مطالعه کاهش تعداد الکتروودها تا حد امکان است، از این‌رو دو الکتروود یادشده مقایسه و از میان آنها تنها یک الکتروود انتخاب می‌شود با این کار تعداد الکتروودها از سه الکتروود که در سال ۲۰۱۱ استفاده شده است، به دو الکتروود کاهش می‌یابد.

## ۲-۵-۵- استخراج ویژگی

با توجه به این که سیگنال EEG یک سیگنال نوفه‌گونه و آشوب‌ناک است (Pritchard, 1992). از این‌رو در این

مطالعه ویژگی بُعد فرکتال به عنوان یکی از ویژگی‌های آشوبی برای رسیدن به درصد بالایی از بازشناسی احساسات، در نظر گرفته شده است.

## ۲-۵-۱- نمای لیاپانوف

نمای لیاپانوف معیاری برای درک آشوبی بودن یک سامانه است. اگر بزرگ‌ترین نمای لیاپانوف یک سامانه مثبت باشد آن‌گاه آن سامانه رفتار آشوبی دارد.

$$\lambda = \frac{1}{n} \ln \frac{d_n}{d_0} \quad (3)$$

که در آن  $\lambda$  بزرگ‌ترین نمای لیاپانوف،  $d_0$  و  $d_n$  به ترتیب می‌توانند فاصله‌های میان نمونه‌های متناظر دو رشته و یا نمونه‌های متوالی یک رشته از داده‌ها در زمان اولیه و زمان  $n$  ام باشند. برای بهتر شدن دقت می‌توان از میانگین نماها در یک فاصله زمانی استفاده کرد (Hilborn, 2000).

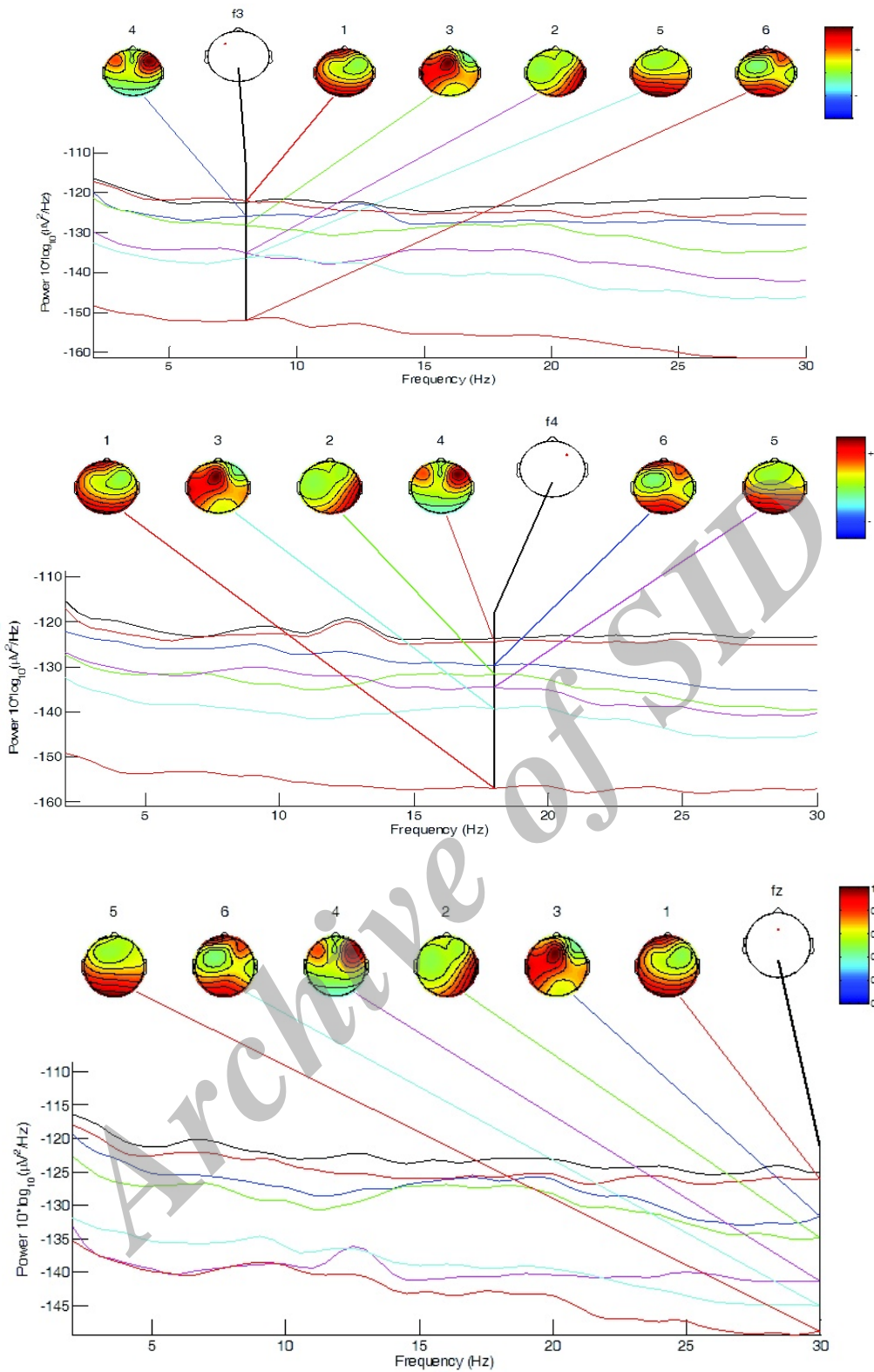
بزرگ‌ترین نمای لیاپانوف برای سیگنال‌های ثبت‌شده، محاسبه و مثبت‌بودن آنها مشاهده شده است. اما به دلیل زمان‌بر بودن محاسبه، بزرگ‌ترین نمای لیاپانوف جهت استفاده از آن به عنوان ویژگی، صرف‌نظر شده است و فقط از مثبت‌بودن آن به عنوان دلیلی برای آشوبی بودن سیگنال EEG استفاده شده است. از این‌رو برای جلوگیری از طولانی شدن متن مقاله از بحث، بیش‌تر در مورد آن صرف‌نظر شده است.

## ۲-۵-۲- بُعد فرکتال

یکی از ویژگی‌های آشوبی سامانه، بعد فرکتال است که نشان‌دهنده نوسانات و پیچ و خم‌های داخل سیگنال است و سرعت محاسبه بالایی دارد. در این مطالعه ابتدا سیگنال به کمک پنجره همینگ و بدون هم‌پوشانی، به چهار بخش تقسیم و سپس بعد فرکتال از آنها استخراج می‌شود. بنابراین تعداد ویژگی‌ها در این بخش برابر چهار است. برای محاسبه بعد فرکتال از روش بعد هیگوشی<sup>۲</sup> استفاده شده است. در این روش از سری داده‌های ورودی  $x(1), x(2), \dots, x(N)$  سری جدیدی مطابق رابطه (۴) ساخته می‌شود.

<sup>2</sup> Higuchi

<sup>1</sup> Map



(شکل ۹) - نگاهت مؤلفه‌های سیگنال EEG ثبت‌شده از ۸ کانال  $F_p1$ ,  $F_p2$ ,  $F_3$ ,  $F_4$ ,  $T_3$ ,  $T_4$ ,  $F_z$  و  $P_z$  براساس توان آن‌ها بر روی سر و مشخص کردن الکترودهایی که بیش‌ترین توان را در محدوده فرکانسی ۳۰-۸ هرتز دارد.



۱- فراخوانی یادگیر ضعیف، با توزیع  $p_t$  و دریافت فرضیه  $h_t: X \rightarrow Y$

$$p_t^l = \frac{W^l}{\sum_{i=1}^N w_i^l} \quad (8)$$

۲- محاسبه خطای  $h_t$ :

$$e_t = \sum_{i=1}^N p_i^l [h_t(x_i) \neq y_i] \quad (9)$$

۳- اگر  $e_t \geq 1/2$  باشد.  $T=t-1$  قرار داده می‌شود و حلقه خارج می‌شود.

$$\beta_t = \frac{e_t}{1-e_t} \quad (10)$$

۴- قرار دادن  $\beta_t$

$$w_i^{t+1} = w_i^t \beta_t^{l-[h_t(x_i) \neq y_i]} \quad (10)$$

۵- به روزرسانی بردار وزن‌ها:

$$h_f(x) = \arg \max_{y \in \{1, \dots, k\}} \sum_{l=1}^T \left( \log \frac{1}{\beta_l} \right) [h_l(x) = y] \quad (11)$$

در این مطالعه از روش AdaBoost.M1 با یادگیرهای ضعیف Decision Stump استفاده شده است و بهترین نتیجه از تعداد تکرار ده به دست آمده است ( Freund, 1995).

### ۳- نتایج

در این مطالعه شرکت‌کننده‌ها یک‌بار از طریق سامانه تصاویر استاندارد عاطفی که در دانشگاه فلوریدا جمع‌آوری شده، تحریک و بار دیگر از طریق مجموعه‌ای از فیلم‌هایی که با توجه به فرهنگ ایرانی جمع‌آوری شده‌اند، آزمایش می‌شوند. در نهایت بازنشاسی از طریق سیگنال EEG ثبت شده، با ویژگی بُعد فرکتال و طبقه‌بندی‌کننده AdaBoost انجام می‌شود.

همان‌گونه که در بخش ۲-۴-۲ بیان شد با استفاده از الکترودهایی که بیشترین توان را در محدوده فرکانسی آلفا و بتا دارند، تعداد الکترودها از هشت گزینه به سه گزینه محدود شد. از میان این سه الکترودها، کانال Fz با توجه به موقعیت مکانی آن بر روی سر، برای بازنشاسی از لحاظ برانگیختگی در نظر گرفته شده است. الکترودهای F3 و F4 نیز برای بازنشاسی از لحاظ جاذبه با یکدیگر مقایسه شده‌اند. نتایج حاصل از این مقایسه و میزان صحت به دست آمده در شکل (۱۰) نشان داده شده است. طبقه‌بندی با استفاده از

سال ۱۳۹۲ شماره ۲ پیاپی ۲۰

$$x_m^k = \left\{ x(m), x(m+k), x(m+2k), \dots, x\left(m + \left\lfloor \frac{N-m}{k} \right\rfloor k\right) \right\} \quad (4)$$

For  $m = 1, 2, \dots, k$

$m$  نقطه اولیه هر سری،  $k$  فاصله بین نمونه‌ها،  $N$  تعداد نمونه‌ها و  $\left\lfloor \frac{N-m}{k} \right\rfloor$  نشان‌دهنده قسمت صحیح عدد

است. برای هر  $x_m^k$  طول  $L_m(k)$  برابر است با:

$$L_m(k) = \frac{\left\{ \left( \sum_{i=1}^{\left\lfloor \frac{N-m}{k} \right\rfloor} |x(m+ik) - x(m+(i-1)k)| \right) \frac{N-1}{k} \right\}}{k} \quad (5)$$

$L(k)$  میانگین  $L_m(k)$  است و رابطه (۶) برای آن برقرار است.

$$\langle L(k) \rangle \propto k^{-D} \quad (6)$$

$D$  شیب بهترین خط تقریب زده شده با روش کمترین مربع خطا برای  $\ln(L(k))$  بر حسب  $\ln(1/k)$  و همان بعد فرکتال است (Higuchi, 1988).

### ۲-۶- طبقه‌بندی

در این مطالعه سه طبقه‌بندی‌کننده NaiveBayes، AdaBoost و Bagging بررسی شده‌اند که از میان آنها با استفاده از طبقه‌بندی‌کننده AdaBoost نتایج بهتری به دست می‌آید. از این‌رو در مراحل انتخاب الکترودها، نتایج این طبقه‌بندی‌کننده نشان داده شده است و در نهایت مقایسه‌ای بین نتایج به دست آمده انجام می‌شود.

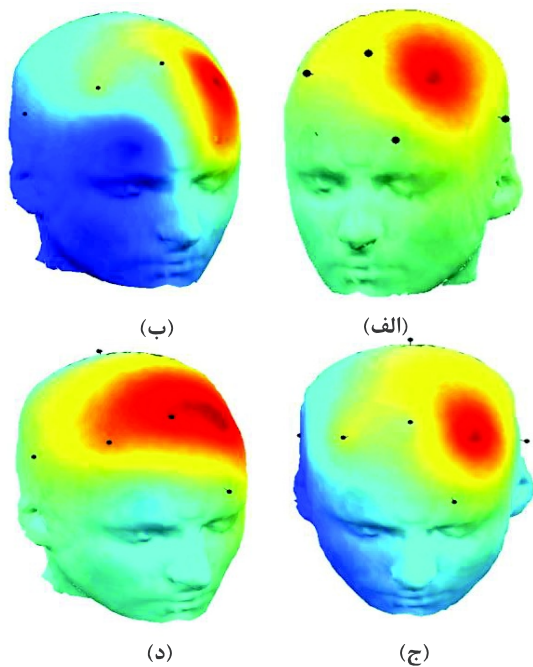
### ۲-۶-۱- طبقه‌بندی‌کننده AdaBoost

عملکرد الگوریتم AdaBoost.M1 به صورت زیر است: ورودی شامل نمونه‌های آموزشی  $\{(x_1, y_1), \dots, (x_N, y_N)\}$  با برچسب‌های  $y_i \in Y = \{1, \dots, k\}$  بر روی نمونه‌ها، یادگیرهای ضعیف و عدد صحیح  $T$  که مشخص‌کننده تعداد تکرار الگوریتم است، می‌باشد. مقاردهای اولیه وزن‌ها مطابق با رابطه ۷ انجام می‌شود.

$$w_i^1 = D(i) \quad (7)$$

For  $i = 1, \dots, N$

سپس حلقه زیر برای  $t=1, 2, \dots, T$  انجام می‌شود:



(شکل ۱۱) - نگاهت سه بعدی سیگنال EEG بر روی سر.  
(الف): ناراحتی. (ب): خوشحالی. (ج): آرامش. (د): نفرت.

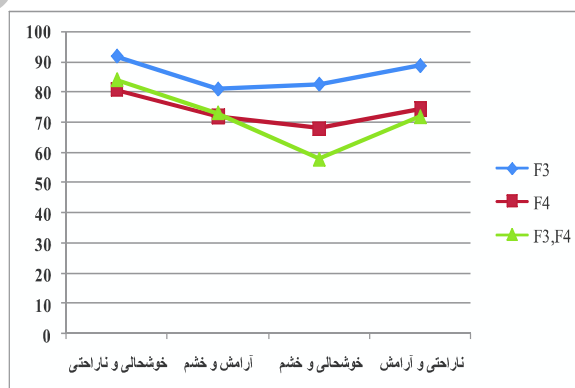
در مرحله بعد نوبت به مقایسه بازنشاسی احساسات با تصاویر استاندارد و فیلم‌های تهیه شده، می‌رسد. نتایج حاصل از این مقایسه در جدول (۲) نشان داده شده است. صحت بازنشاسی، زمانی که تحریک از طریق تصاویر استاندارد انجام شده با نام صحت تصاویر بیان شده است؛ به همین ترتیب صحت بازنشاسی موقعی که شرکت‌کننده‌ها از طریق فیلم تحریک شده‌اند با نام صحت فیلم‌ها نشان داده شده است. همان‌گونه که نتایج نشان می‌دهد، استفاده از فیلم‌ها برای تحریک احساسات موفق‌تر از تصاویر استاندارد بوده است و همچنین صحت به‌دست آمده در این مطالعه در حد مطلوبی است. بنابراین این نتایج پیش‌بینی اولیه مبنی بر نامتناسب بودن تصاویر استاندارد با فرهنگ ایران را تأیید می‌کند.

در نهایت مقایسه‌ای بین طبقه‌بندی‌کننده‌های مختلف با استفاده از ویژگی بعد فرکتال انجام شده و در شکل (۱۲) نشان داده شده است. همان‌گونه که از نتایج مشخص است، با استفاده از طبقه‌بندی‌کننده AdaBoost بهترین نتیجه به‌دست آمده است. دلیل این نتیجه می‌تواند ترکیب چند طبقه‌بندی‌کننده ضعیف در این روش باشد.

همچنین جدول سه، مقایسه‌ای بین نتایج این مطالعه و مطالعات انجام شده را در گذشته نشان می‌دهد. همان‌گونه که مشخص است، نتایج از لحاظ صحت بازنشاسی و کاهش تعداد الکترودها بهبود یافته است. بنابراین این

نرم‌افزار WEKA نسخه ۳/۷ انجام شده است (Bouckaert, 2010). نحوه تقسیم داده‌های آموزش و آزمون به این صورت است که ابتدا داده‌ها به شش قسمت مساوی تقسیم و یک قسمت از آن برای آزمون و پنج قسمت دیگر برای آموزش در نظر گرفته می‌شود؛ سپس بخش دیگری از آن شش قسمت برای آزمون و سایر قسمت‌ها برای آموزش در نظر گرفته و این عمل شش بار انجام و در نهایت نتایج میان‌گیری می‌شود. بنابراین تعداد کل نمونه‌ها برابر ۱۹۲ است (دو بار تکرار آزمایش) که از این میان، تعداد نمونه‌های آموزش برابر ۱۶۰ و تعداد نمونه‌های آزمون برابر ۳۲ است.

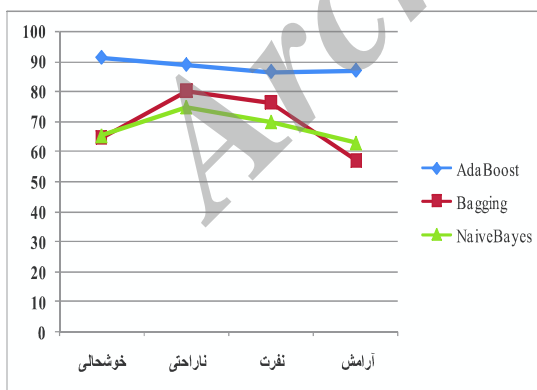
همان‌گونه که در نتایج شکل (۱۰) مشخص است، الکتروده F3 نسبت به الکتروده F4 و همچنین نسبت به استفاده از هر دو الکتروده، نتایج بهتر و در برخی موارد نتایج مشابهی را نشان می‌دهد؛ از این‌رو از میان این دو الکتروده، F3 انتخاب می‌شود. علت این امر می‌تواند فعالیت بیشتر نیم‌کره چپ مغز نسبت به نیم‌کره راست در زمان تحریک احساسی باشد (Suprijanto, 2009). برای بررسی این موضوع، نگاهت سه بعدی میانگین سیگنال EEG در چهار وضعیت احساسی، بر روی سر به‌دست آمده و در شکل (۱۱) رسم شده است. همان‌طور که در شکل مشخص است، نیم‌کره چپ نسبت به سایر بخش‌های سر فعالیت قابل توجهی از خود نشان می‌دهد.



(شکل ۱۰) - مقایسه توانایی دو الکتروده F3 و F4 در بازنشاسی احساسات از لحاظ جاذبه با استفاده از ویژگی بعد فرکتال و طبقه‌بندی‌کننده AdaBoost.

(جدول ۲) - مقایسه بین نتایج به دست آمده از فیلم‌ها و تصاویر استاندارد با استفاده از طبقه‌بندی کننده AdaBoost و ویژگی بعد فرکتال.

نام احساسات	طبقه‌بندی از لحاظ	الکتروود	صحت تصویر	انحراف معیار تصاویر	صحت فیلم‌ها	انحراف معیار فیلم‌ها
خوشحالی و ناراحتی	جاذبه و برانگیختگی	F <sub>3</sub>	٪۶۲/۹	۰/۰۷۴	٪۹۲	۰/۰۷۳
آرامش و نفرت	جاذبه و برانگیختگی	F <sub>3</sub>	٪۷۱	۰/۰۰۸	٪۸۱/۱	۰/۰۶۹
خوشحالی و نفرت	جاذبه	F <sub>3</sub>	٪۶۷/۱	۰/۰۷۱	٪۸۲/۷	۰/۰۷۵
ناراحتی و آرامش	جاذبه	F <sub>3</sub>	٪۷۷/۱	۰/۰۷۲	٪۸۸/۸	۰/۰۷۲
خوشحالی و آرامش	برانگیختگی	F <sub>z</sub>	٪۷۹/۶	۰/۰۰۸	٪۸۸/۷	۰/۰۷۱
ناراحتی و نفرت	برانگیختگی	F <sub>z</sub>	٪۶۲/۱	۰/۰۶۹	٪۷۹/۴	۰/۰۷۹



(شکل ۱۲) - مقایسه بین طبقه‌بندی کننده‌های مختلف بررسی شده در این مطالعه

مطالعه به چند هدف مهم دست یافته است که می‌توان به این صورت به شرح آن پرداخت:

- کاهش تعداد الکترودهای مورد نیاز برای بازشناسی از سه الکتروود به دو الکتروود
- تهیه مجموعه فیلم‌هایی برای انجام محاسبات عاطفی متناسب با فرهنگ ایرانی
- بازشناسی احساسات با صحت بالا

#### ۴- نتیجه‌گیری

با توجه به فقدان مجموعه تحریک کننده‌های عاطفی برای انجام محاسبات عاطفی در فرهنگ ایرانی، در این مطالعه سعی بر انجام آزمایش‌هایی مطمئن و ایجاد چهار وضعیت احساسی از طریق مجموعه فیلم‌های تحریک کننده عاطفی با توجه به فرهنگ ایرانی شده است. همان گونه که نتایج نشان می‌دهد، استفاده از فیلم‌ها برای تحریک احساسات موفق‌تر از تصاویر استاندارد بوده است. همان‌طور که در بخش ۲-۱ بیان شد، محاسبات عاطفی محدودیت‌هایی به همراه دارد که پردازش بر روی سیگنال‌ها و مقایسه نتایج آنها را دشوار می‌کند. گذشته از نحوه ثبت سیگنال‌ها که کار دشواری است، عواملی چون دسته‌بندی قابل قبول احساسات، مشخصات افراد شرکت کننده در آزمایش، اعتبار روش انتخابی برای تحریک و انتخاب تعداد و نوع کانال‌های ثبت، اهمیت زیادی دارد. با توجه به این که ثبت سیگنال با استفاده از تعداد زیادی از الکترودها برای شرکت کننده رنج‌آور است، یکی از اهداف این مطالعه کاهش تعداد الکترودهای مورد استفاده برای بازشناسی است. در این مطالعه تنها از دو الکتروود برای طبقه‌بندی استفاده شده است. نکته قابل توجه دیگر در این مطالعه این است که احساسات به لحاظ مثبت و منفی بودن آن تنها توسط یک الکتروود از هم جدا شده‌اند و همچنین ویژگی‌های مورد استفاده برای رسیدن به درصد بالایی از صحت بازشناسی احساسات، بررسی شده است.

Delorme, A., and et al, 2006, "EEGLAB Tutorial", University of San Diego California.

Desmet, P.M.A., and Overbeeke, C.J., 2001, "Designing products with added emotional value development and application of an approach for research through design", The Design Journal, Vol. 4, No. 1, pp. 32-47.

Douglas-Cowie, E., 2004, "WP5 members, HUM-AINE, IST FP6 Contract", No. 507422.

Freund, Y., and Schapire, R. E., 1995, "A decision theoretic generalization of on-line learning and an application to boosting", Journal of Computational Learning Theory, Vol.904, pp.23-37.

Healey, J.A., 2000, "Wearable and automotive systems for affect recognition from physiology", Doctoral thesis, pp.55-76.

Healey, J.A., and Picard, R.W., 2005, "Detecting stress during real world driving tasks using physiological sensors", IEEE Trans. Intelligent Transportation Systems, Vol. 6, No. 2, pp.156-166.

Higuchi, T., 1998, "Approach to an irregular time series on the basis of the fractal theory", Physica D:Nonlinear Phenomena, Vol. 31, No. 2, pp. 277-283.

Hilborn, R. C., 2000, "Chaos and Nonlinear Dynamics", 2nd Ed., Guildford, U.K.: Oxford University Press.

Hyvärinen, A., and Oja, E., 2000, "Independent Component Approach to the Analysis of EEG and EMG Recording", Neural Networks, Vol. 13, No.4, pp. 411-430.

Khalili, Z., and Moradi, M.H., 2009, "Emotion Recognition System Using Brain and Peripheral Signals: Using Correlation Dimension to Improve the Results of EEG", Proceedings of International Joint Conference on Neural Networks, Atlanta, Georgia, pp.1571-1575.

Kwang, E., 2009, "Emotion Recognition using EEG Signals with Relative Power Values and Bayesian Network", International Journal of Control, Automation, and Systems, Vol.7, No.5, pp. 865-870.

Leon, E., and et al., 2007, "A user-independent real-time emotion recognition system for software agents in domestic environments", Engineering applications of artificial intelligence, Vol. 20, pp. 337-345.

(جدول ۳) - مقایسه‌ای بین تحقیقات انجام شده در گذشته

و این مطالعه

مطالعات انجام شده	روش استفاده شده	تعداد الکترودها	تعداد افراد شرکت کننده	نواحی احساسی بازشناسی شده	صحت
۲۰۰۶ باس	چگالی طیف توان جداساز فیلتر و طبقه‌بندی ساده بیزی	۳	۵	۴ ناحیه	٪۶۵
۲۰۰۹ خلیلی	بعد همبستگی طبقه‌بندی کننده درجه دوم	۵۴	۵	۳ ناحیه	٪۶۶
۲۰۱۱ سورینا	بعد فرکتال ماشین بردار پشتیبان	۳	۱۰	۴ ناحیه	٪۵۷
۲۰۱۲ (این مطالعه)	بعد فرکتال AdaBoost	۲	۲۴	۴ ناحیه	٪۸۸

## ۵- مراجع

Bos, D.O., 2006, "EEG-based Emotion Recognition", The Influence of Visual and Auditory Stimuli, pp.737-746.

Bouckaert, R., Frank, E., Hall, M., Kirkby, R., Reutemann, P., Seewald, A., Scuse, D., 2010, "WEKA manual for version 3.6.3".

Choi, A., and Woo, W., 2005, "Physiological sensing and feature extraction for emotion recognition by exploiting acupuncture spots", Lecture Notes in Computer Science (Affective Computing and Intelligent Interaction), 3784, pp. 590-597.

Choppin, A., 2000, "EEG-based human interface for disabled individuals: Emotion expression with neural networks", Master's Thesis, Tokyo Institute of Technology, pp.30-45.

Cook, A., and Harra, R., 1998, "Assessing the accuracy of topographic EEG mapping for determining local brain function", Electroencephalography and clinical Neurophysiology, Vol.107, pp. 408-414.

سال ۱۳۹۲ شماره ۲ پیاپی ۲۰

spontaneous”, IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 31, No. 1, pp. 39–58.



**الناز ایل بیگی** متولد سال ۱۳۶۶

در شهر اصفهان است. وی دوره

کارشناسی خود را در سال ۱۳۸۸

در رشته مهندسی برق، گرایش

الکترونیک در دانشگاه آزاد واحد

نجف آباد به پایان رساند و سپس

موفق به اخذ مدرک کارشناسی ارشد در سال ۱۳۹۱ در

رشته مهندسی پزشکی، گرایش بیوالکتریک از دانشگاه

اصفهان شد. وی اکنون دانشجوی دکترای مهندسی

پزشکی- بیوالکتریک در دانشگاه تهران است. زمینه‌های

مورد علاقه وی، پردازش سیگنال‌های حیاتی، پردازش

تصویر، محاسبات عاطفی، تکنیک‌های بازشناسی الگو و

سامانه‌های تصویری تحریک‌کننده زیستی است.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

[eln.eilbaigi@gmail.com](mailto:eln.eilbaigi@gmail.com)



**محمد رضا یزدچی** در آبان‌ماه

۱۳۵۴ در شهر اصفهان در کشور

ایران متولد شد. او مدرک کارشناسی

خود را در سال ۱۳۷۶ در رشته

مهندسی برق گرایش الکترونیک از

دانشگاه صنعتی اصفهان دریافت کرد. وی موفق به اخذ

مدرک کارشناسی ارشد و دکترای تخصصی در رشته

مهندسی پزشکی- بیوالکتریک در سال‌های ۱۳۷۸ و ۱۳۸۵

از دانشگاه صنعتی امیرکبیر تهران گردید. پس از اتمام

تحصیلات، از سال ۱۳۸۵ به صورت رسمی به سمت عضو

هیأت علمی گروه مهندسی پزشکی دانشکده فنی مهندسی

دانشگاه اصفهان درآمد. زمینه‌های مورد علاقه وی پردازش

سیگنال‌های حیاتی، گفتار، تصویر و سامانه‌های الهام گرفته

زیستی است.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

[yazdchi@eng.ui.ac.ir](mailto:yazdchi@eng.ui.ac.ir)

Lisetti, C. L., and Nasoz, F., 2004, “Using noninvasive wearable computers to recognize human emotions from physiological signals”, EURASIP Journal on Applied Signal Processing, Vol. 2004, pp. 1672-1687.

Morris, J. D., 1995, “Observations: SAM: The Self-Assessment Manikin An Efficient Cross-Cultural Measurement Of Emotional Response 1”, Journal of Advertising Research, Vol. 35, pp. 1-6.

Panagiotis, C., 2010, “Adaptive Extraction of Emotion-Related EEG Segments Using Multidimensional Directed Information in Time-Frequency Domain”, 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Buenos Aires, Argentina.

Picard, R. W., and et al., 2001, “Toward machine emotional intelligence: Analysis of affective physiological state”, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 23, pp. 1175-1191.

Picard, R.W., et al., 2000, “Affective Computing”, MIT Media Laboratory Perceptual Computing Section Technical Report, PP. 85-87.

Pritchard, W., and Duke, D., 1992, “Measuring Chaos in the Brain: A Tutorial Review of Nonlinear Dynamical Eeg Analysis”, International Journal of Neuroscience, Vol. 67, No. 1-4 , pp. 31-80.

Shi, Z., and Jia, L., 2012, “Modulation of tactile duration judgments by emotional pictures”, Journal of frontiers in integrative neuroscience, Vol. 6, No.24, pp.10-16.

Sourina, O., and Liu, Y., 2011, “A Fractal-based algorithm of emotion recognition from EEG using Arousal-Valence model”, International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing, pp 209-214.

Suprijanto, A., Sari, L., Nadhira, V., and Merthayasa, I.G.N., 2009, “Development system for emotion detection based on brain signals and facial images, World Academy of Science, Engineering and Technology 50, pp. 320-327.

Van den broek, E.L., and Schut, M.H., and Westerink, J.H.D.M., 2009, “Unobtrusive Sensing of Emotions (USE)”, Journal of Ambient Intelligence and Smart Environments, Vol. 1, No. 3, pp. 287–299.

Zeng, Z., and Pantic, M., 2009 “ A survey of affect recognition methods: Audio, visual, and



امین مهنام دوره کارشناسی  
مهندسی برق - الکترونیک را در  
دانشگاه صنعتی شریف (۱۳۷۹) به  
پایان رساند و سپس دوره‌های  
کارشناسی ارشد و دکترای

مهندسی پزشکی بیوالکتریک را (به ترتیب تا سال‌های  
۱۳۸۱ و ۱۳۸۷) در دانشگاه صنعتی امیرکبیر گذراند. وی  
یک دوره فرصت مطالعاتی یک‌ساله (۱۳۸۵-۱۳۸۶) را در  
آزمایشگاه پروتئزهای عصبی دانشگاه دوک در کارولینای  
شمالی سپری کرد. امین مهنام از سال ۱۳۸۷ عضو هیأت  
علمی گروه مهندسی پزشکی دانشگاه اصفهان بوده است.  
زمینه‌های تخصصی وی، مهندسی عصبی با تأکید بر  
تحریک الکتریکی سامانه عصبی و پروتئزهای عصبی، و  
همچنین تجهیزات پزشکی با تأکید بر ابزارهای پوشیدنی  
برای کمک به ناتوانان است.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

[mahnam@eng.ui.ac.ir](mailto:mahnam@eng.ui.ac.ir)

Archive of SID

فصلنامه  
دو فصلنامه

سال ۱۳۹۲ شماره ۲ پیاپی ۲۰



www.SID.ir