

تخمین پارامترهای ارتباط مؤثر در مغز از روی سیگنال الکتروانسفالوگرام احساسات، با استفاده از روش‌های علیت گرنجر و تابع انتقال مستقیم

مصطفی روزبانی*

کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی گرایش بیوالکترونیک، گروه مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات تهران، دانشگاه آزاد اسلامی

علی مطیع نصرآبادی

دانشیار، مهندسی پزشکی، دانشگاه شاهد تهران

*نشانی تماس: گروه مهندسی پزشکی

علوم و تحقیقات تهران

رایانامه:

mostafa.rouzbahani@gmail.com

مقدمه: احساسات پدیده‌ی پیچیده‌ای است که از مسایل روزمره نشأت می‌گیرد و بر تصمیمات فردی نیز بسیار تأثیر می‌گذارد. گستره‌ی این تصمیمات نیز می‌تواند بر زندگی فردی و اجتماعی افراد یک جامعه اثرگذار باشد. هدف این پژوهش، تخمین میزان ارتباط مؤثر در فضای منابع مغزی است. برای رفتن از فضای حس‌گرها به فضای منابع، از آنالیز مؤلفه‌ی مستقل استفاده می‌شود و منابع مغزی نیز بر اساس آنتروپی شنون مرتب و شماره‌گذاری می‌شوند. **روش:** در پژوهش پیش‌رو، ارتباط نواحی مغزی با روش ارتباط مؤثر بررسی شد؛ به این صورت که پس از اینکه به افراد تصاویری با مضامین شاد، غمگین و خنثا نشان داده شد، سیگنال ۱۶ کانال الکتروانسفالوگرام آنها ثبت و سپس با استفاده از دو روش علیت گرنجر و تابع انتقال مستقیم میزان ارتباط مؤثر تخمین زده شد. **یافته‌ها:** بر پایه‌ی اطلاعات به دست آمده از ارتباطات در روش علیت گرنجر و تصاویر توپوگرافی منابع مغزی، مدل‌هایی از ارتباط مؤثر در حالت‌های احساسی مختلف پیشنهاد شد. مدل هر نمونه، با مدل‌های پیشنهادی شباهت‌سنجی و به آنها برچسب زده شد. صحت شباهت‌سنجی در حالت شاد، غمگین و خنثا به ترتیب ۶۳/۸، ۵۵/۵ و ۶۱/۱ درصد بود. **نتیجه‌گیری:** بر اساس روش علیت گرنجر، مدل‌های ارائه شده با اطلاعات مکانی نشان می‌دهد که در حالت شاد سمت چپ مغز و در حالت غمگین سمت راست فعالیت بیشتری دارد و در حالت خنثا نیز بیشتر سمت چپ مغز درگیر است. در هر سه حالت، قسمت‌های پس‌سری و جلوسری در رد و بدل کردن اطلاعات درگیرند. در تخمین ارتباطات، تفکیک‌پذیری روش تابع انتقال مستقیم کمتر از علیت گرنجر است و لذا، ارائه‌ی مدل بر پایه‌ی آن دشوارتر و صحت آن نیز کمتر خواهد بود.

واژه‌های کلیدی: سیگنال الکتروانسفالوگرام، احساسات، ارتباط مؤثر، علیت گرنجر، تابع انتقال مستقیم

Effective Connectivity Estimation Based on Emotion EEG Signal by Granger Causality and Directed Transfer Function

Introduction: Emotions can be called a complex phenomenon which has been derived from an individual's daily matters. Emotion has huge effect on individuals' decision making. Decision making spectrum can have effect on self and social life of a society. **Method:** Some pictures with contents of happiness, sadness and neutral have been shown to a group of subjects and a 16-channel EEG signal has been recorded. The goal is to estimate effective connectivity in brain source area. Independent Component Analysis (ICA) is used to move from sensory space to brain source area. The brain sources are sorted and marked based on Shannon entropy. Relation between brain regions will be surveyed by effective connectivity. Granger causality and Direct Transform Function (DTF) is used for estimating effective connectivity. **Results:** Based on the result of Granger causality and brain source topographies, different models of effective connectivity have been proposed. Subjects' individual models were compared with proposed models and each of them were labeled. Accuracy for classification of happiness, sadness and neutral moods are equal to 63.8%, 55.5% and 61.1%. **Conclusion:** Proposed model with spatial information based on Granger causality shows that in happy mood brain's left hemisphere has more activity. In sad mood, the right hemisphere has more activity. In neutral mood, also brain's left hemisphere is engaged. The occipital and frontal lobes are engaged in information exchange. DTF with respect to Granger causality has less resolution in estimating the connectivity. As a result, proposing model based on it will be harder and less accurate.

Keywords: EEG, Emotions, Effective Connectivity, Granger causality, DTF

Mostafa Rouzbahani*

Master of science, Biomedical Engineering, Department of Biomedical Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University

Ali Motie Nasrabadi

Associate Professor, Biomedical Engineering, Shahed University

*Corresponding Author:

Email:

mostafa.rouzbahani@gmail.com

مقدمه

مثبت و منفی است. برای مثال، برخی تحریکات منفی (مثلاً، عصبانیت) می‌تواند به سمت واکنش‌های رویکردی جهت‌گیری کند. همچنین مشاهده شده که نیم‌کره‌ی راست بیشتر از نیم‌کره‌ی چپ در روندهای احساسی درگیر است.

در نهایت مطالعات نشان داده‌اند که فعالیت احساسی فقط محدود به همین نواحی نیست و سایر نواحی مغز نیز در این فرایند دخیل‌اند. به طور مثال، آفتناس و همکارانش (۶) نشان دادند که از داده‌های الکتروانسفالوگرام شرکت‌کنندگانی که تصاویری با انگیختگی زیاد، کم و میانه را می‌دیدند، تفاوت انگیختگی زیادی جمع‌آوری شده است. این اختلاف در نواحی گوناگون از قبیل بخش‌های آهیانه‌ای^۱، آهیانه-گیجگاهی^۳ و پس‌سری^۴ دیده می‌شود.

چنل (۷) در سال ۲۰۱۳ با پردازش آثار متقابل نواحی قشری در طی نمایش یک فیلم احساسی کوتاه نشان داد که نواحی مغز به طور متفاوتی وابسته به تحریک، هم‌زمان شده‌اند. برای مثال، برای فیلم‌های غم‌انگیز در مقایسه با فیلم‌های شاد، بین نواحی جلویی راست و چپ هم‌زمانی بیشتری مشاهده شد. فرضیه‌ی والانس بیان کرده که هنگام بروز پدیده‌ی احساس در هر شکل از بیان‌های احساسی و یا درک احساسی، نیم‌کره‌ی چپ در احساسات مثبت و نیم‌کره‌ی راست در احساسات منفی غالب است. همچنین این فرضیه بیان کرده که تقارن نیم‌کره‌ها برای بیان یا درک احساسات، وابسته به میزان خوشایندی احساس است (۴، ۸، ۹).

اخیراً مطالعات به مغز و عملکرد آن توجه خاصی نشان داده‌اند؛ به طوری که در سال ۲۰۱۳ رییس‌جمهور آمریکا، پروژه‌ای ۱۰۰ میلیون دلاری به تهیه‌ی نقشه‌ی مغز اختصاص داد. مطالعات برای درک بهتر عملکرد مغز بر ارتباطات نواحی مختلف قشری و چگونگی تعامل این نواحی در هنگام انجام یک عمل حسی-

احساس پدیده‌ی پیچیده‌ای است که از مسایل روزمره نشأت می‌گیرد و بر تصمیمات فرد تأثیرات بسزایی دارد. گستره‌ی این تصمیمات می‌تواند بر زندگی فردی و اجتماعی افراد یک جامعه اثر بگذارد. مثلاً، حالت احساسی یک فرد در هنگام رانندگی می‌تواند تأثیر مستقیمی بر واکنش‌های او بگذارد و بروز یک حادثه‌ی رانندگی تأثیر مستقیمی بر زندگی خود فرد و دیگر افراد جامعه دارد. احساسات در یادگیری و برقراری ارتباط از اهمیت زیادی برخوردارند و بیان آنها نقش زیادی در روابط انسان‌ها بازی می‌کند. به عبارت دیگر، انسان‌ها برای برقراری روابط، آموزش و انجام امور روزانه، به بیان احساسات خود نیاز دارند (۱) و در واقع بیان احساسات پل ارتباطی انسان‌هاست.

احساس می‌تواند بر عملکرد یک فرد تأثیر مستقیم بگذارد و به صورت عامیانه با بیان عباراتی مانند "حالم خوب نیست!"، "دلم شور می‌زند." و ...، که نمود بیرونی یک سری اتفاقات (احساس) درونی است، بروز پیدا کند؛ لذا، تلاش برای شناخت منابع و کنترل آن مهم است. احساس یکی از حالت‌های مغزی است که به دنبال فعالیت الکتریکی میلیون‌ها عصب و تحریک آنها تولید می‌شود و نیز حاصل تعامل عوامل ذهنی محیطی و فرآیندهای عصبی و در واقع حالت ذهنی یا لمسی نسبت به تلاش‌های آگاهانه‌ای است که خود به خود روی می‌دهد و با تغییرات فیزیولوژیک تمام بدن همراه است (۲، ۳).

هنگام بروز احساسات، عملکردهای مختلف دو نیم‌کره‌ی راست و چپ ساختار مغز^۱ نیز بسیار قابل توجه است. اغلب یافته‌ها این فرضیه را مطرح می‌کنند که قشر پیش‌پیشانی مغز درگیر این مسأله است. تحقیقات داویدسون نشان داد که بخش پیش‌پیشانی چپ بیشتر در واکنش‌های احساسی وابسته و بخش پیش‌پیشانی راست در واکنش‌های گوشه‌گیری درگیر است (۴، ۵). برخی محققان نیز پیشنهاد کرده‌اند که عملکردهای مختلف دو نیم‌کره‌ی راست و چپ ساختار مغز وابسته به احساسات

1- Lateralization

2- Parietal

3- Parieto – temporal

4- Occipital

مغناطیسی کاربردی^۱، سه ناحیه‌ی مختلف مرتبط با احساسات را در مغز بررسی کردند؛ به این صورت که ابتدا با نشان دادن تصاویر ترسناک و طبیعی از سوژه‌ها، احساس ترس ایجاد شد. سپس با استفاده از روش معادلات ساختاری، ارتباط مؤثر بین نواحی بررسی و وجود ارتباط بین این نواحی ثابت و تفاوت معنادار در انتشار جریان بین دو نیم‌کره‌ی چپ و راست آشکار شد. در ۲۰۱۳، دونگ فی و همکاران (۱۴) به کلاس‌بندی سه حالت احساسی شاد، خنثا و غمگین پرداختند. آنها در فضای منابع مغزی با محاسبه‌ی ارتباط مؤثر و تعریف دو معیار به طبقه‌بندی احساسات پرداخته و ادعا کردند که صحت ۸۸/۷۵ درصد به دست آورده‌اند. در سال ۲۰۱۴ نیز ویچرانی و همکارانش (۱۵) با استفاده از روش تابع انتقال مستقیم و ثبت الکتروانسفالوگرام ۳۲ کانال، دو احساس شاد و غمگین را در فضای حس‌گرها بررسی کردند. نتایج آنها نشان می‌دهد که هنگام بروز احساسات منفی در نواحی بینایی و توجه^۷، ارتباط افزایش می‌یابد. هنگام بروز احساسات مثبت، جهت انتشار اطلاعات از نواحی جانبی به سمت نواحی پس‌سری است. حسینی و خلیل زاده (۱۶) نیز با کمک ویژگی‌های آشوب‌گونه و ضرایب ویولت توانسته‌اند به کمک طبقه‌بند امن بین دو حالت احساسی استرس و غیر استرس به صحت ۸۲/۷ درصد برسند.

مرور منابع نشان می‌دهد که در حوزه‌ی احساسات، بیشتر به طبقه‌بندی احساس پرداخته شده و در ارائه‌ی مدل برای حالت‌های احساسی کاستی وجود دارد. از طرف دیگر، نواحی درگیر در احساسات بیشتر با تصویربرداری پزشکی (که هزینه‌بر است) شناسایی می‌شود. در این پژوهش از دادگان احساسات برای تخمین ارتباط مؤثر استفاده شده است. احساسات خنثا، غمگین و شاد بودن با ارائه‌ی تحریکات تصویری به افراد ایجاد می‌شود.

حرکتی یا شناختی مشخص متمرکز شده‌اند. از این نظر برای کمی‌سازی این ارتباطات تلاش‌هایی شده است. کمی‌سازی ارتباطات به روش‌های گوناگون ممکن است. ارتباط عملکردی^۱ یک پدیده‌ی قابل مشاهده است که می‌توان آن را با اندازه‌گیری وابستگی‌های آماری مانند همبستگی^۲، وابستگی^۳ و یا آنتروپی انتقالی کمی‌سازی کرد. در مقابل، ارتباط مؤثر^۴ به پارامترهایی از مدل اشاره دارد که می‌خواهد وابستگی‌های مشاهده شده (ارتباط عملکردی) را توضیح دهد. از این منظر، ارتباط مؤثر به مفهوم کوپلینگ یا تأثیر علی مستقیم^۵ اشاره دارد. پایه‌ی ارتباط مؤثر مدلی است که مجموع تأثیرات دو ناحیه‌ی مغزی را بیان می‌کند. این نکته مهم است، چون می‌توان تحلیل ارتباط مؤثر را به مقایسه‌ی مدل‌ها تقلیل داد. اما ارتباط عملکردی یک اندازه‌گیر اطلاعات است؛ بدین معنا که در تحلیل ارتباط عملکردی، در مورد جهت انتشار اطلاعات در دو ناحیه‌ی مغز، هیچ استنتاجی شکل نمی‌گیرد.

علی‌خدا و حسین‌زاده (۱۰)، با استفاده از شبکه‌های عصبی و علیت گرنجر، الگوریتم جدیدی را پیشنهاد دادند که طبق آن ارتباط مؤثر داده‌ها در ابعاد زیاد تخمین زده می‌شود. آنها الگوریتم خود را با دادگان شبیه‌سازی شده و واقعی ارزیابی کردند و در مورد ارتباطات به نتایجی مورد انتظاری دست یافتند. در پژوهش سوهیب و همکاران (۱۱) از داده‌های الکتروانسفالوگرام احساسات استفاده شد. این داده‌ها به پنج الگوریتم یادگیری ماشین آموزش داده شدند تا احساسات را طبقه‌بندی کنند. احساسات با نشان دادن تصاویر مختلف برانگیخته شد. نتایج نشان داد که آموزش یک طبقه‌بندی برای تعداد دادگان بزرگ دشوار است. در سال ۲۰۱۲، حسین‌قلی‌زاده و همکاران (۱۲)، تأثیرات احساسات برانگیخته شده با موسیقی را بر الکتروانسفالوگرام با پردازش‌های غیرخطی مطالعه کرده و نتیجه گرفتند که هنگام برانگیخته شدن احساسات، بعد همبستگی نسبت به حالت استراحت کاهش یافته است.

دی مارکو و همکاران (۱۳)، با استفاده از تصاویر تشدید

1- Functional Connectivity
2- Correlation
3- Coherence
4- Effective Connectivity
5- Directed causal influence
6- Functional Magnetic Resonance Imaging
7- Visual and attentional areas

U_t تمام اطلاعات جمع آوری شده از محیط از زمان $t-1$ است. $U_t - Y_t$ همان اطلاعات است به استثنای آنهایی که از سری Y_t به دست می آیند. آن گاه این تعاریف مطرح خواهند بود:

• **علییت:** اگر $\sigma^2(X|U) < \sigma^2(X|U-Y)$ گفته می شود Y سبب X شده است و با $Y_t \Rightarrow X_t$ نشان داده می شود. به عبارت دیگر، می توان X_t را با داشتن تمام اطلاعات نسبت به زمانی که از اطلاعات Y_t صرف نظر شده، بهتر پیش بینی کرد.

• **فیدبک:** اگر $\sigma^2(X|\bar{U}) < \sigma^2(X|U-Y)$ و $\sigma^2(Y|U-X) < \sigma^2(Y|\bar{U})$ گفته می شود بازخورد اتفاق افتاده است و با $X_t \Leftrightarrow Y_t$ نشان داده می شود. بازخورد می گوید X_t سبب Y_t و Y_t سبب X_t شده است.

• **علییت آنی:** اگر $\sigma^2(X|\bar{U}, \bar{Y}) < \sigma^2(X|\bar{U})$ گفته می شود علییت آنی $Y^t \Rightarrow X^t$ اتفاق افتاده است. به عبارت دیگر، اگر مقدار فعلی Y_t هم در پیش بینی شرکت کند، مقدار فعلی X_t بهتر پیش بینی می شود.

• **تأخیر علییتی:** اگر $Y^t \Rightarrow X^t$ ، تأخیر علییتی (صحیح) m معرفی می شود. m کوچک ترین مقدار k است؛ به طوری که $\sigma^2(X|U-Y(k)) < \sigma^2(X|U)$ دانستن مقادیر Y_{t-j} به ازای $j=0,1,\dots,m-1$ به بهبود پیش بینی X_t کمکی نمی کند. یعنی مقادیر Y قبل از m بر پیش بینی X تأثیری ندارد.

تعریف گرنجر فقط برای فرآیندهای مانا به کار می رود. در فرآیندهای غیرمانا، $\sigma(X|\bar{U})$ به زمان بستگی خواهد داشت و در نتیجه وجود علییت در طول زمان تغییر می کند. البته می توان با محدود کردن زمان به یک بازه خاص، این تعریف را تعمیم داد و آن گاه در مورد علییت در آن لحظه صحبت کرد (۱۸).

تابع انتقال مستقیم^۵

این روش برای اندازه گیری جهت و محتوای فرکانسی

این تحریکات بر عملکرد مغز و به تبع آن سیگنال الکتروانسفالوگرام تأثیر می گذارد. با بررسی سیگنال ثبت شده و پردازش های لازم، ارتباط مؤثر در منابع مغزی تخمین زده می شود. سپس مدل هایی ارائه می شود که در آن نحوه تأثیرگذاری منابع مغزی روی هم را نشان می دهد.

روش

علییت گرنجر

ایده اصلی علییت گرنجر را می توان به وینر^۱ نسبت داد. او می گفت، اگر پیش بینی یک سری زمانی با اضافه کردن دانش یک سری زمانی دیگر بهبود پیدا کند، آن گاه سری زمانی دوم روی اولی تأثیر علی دارد. گرنجر ایده وینر را در قالب مدل رگرسیون خطی فرمول بندی کرد. به طور خاص، دو مدل اتورگرسیو بر سری زمانی اولی منطبق شد. در یکی، سری زمانی دوم به کار برده شد و در دیگری خیر. بهبود پیش بینی با نسبت واریانس خطا سنجیده شد. نسبت بیشتر از یک نشان دهنده بهبود و رابطه علی است. در بدترین حالت نسبت یک خواهد بود و رابطه علی بین سری ها رد می شود. تجزیه ی جویک^۲ برای بردار اتورگرسیو به مجموعه ای از اندازه گیری های علییت ختم شد که به صورت طیف قابل بیان است. گسترش علیت گرنجر به حوزه فرکانسی، استفاده از آن را راحت تر و مفیدتر می کند (۱۷).

اگر A_t یک فرایند مانا^۳ تصادفی باشد، آن گاه \bar{A}_t بیانگر مقادیر گذشته و A_t بیانگر مقادیر گذشته و حال است. همچنین $\bar{A}(K)$ بیانگر $\{A_{t-j}, j=k, k+1, \dots, \infty\}$ است.

$P_t(A|B)$ به پیش بینی کننده ی بهینه اشاره دارد، بدون بایاس و مربع حداقل از A_t با استفاده از مقادیر B_t . برای مثال $P_t(X|\bar{X})$ پیش بینی کننده ی بهینه X_t فقط با استفاده از گذشته ی X_t است. سری خطاهای پیش بینی با $P_t(A|B) = A_t - P_t(A|B)$ نمایش داده می شود. $\sigma^2(A|B)$ واریانس $\varepsilon_t(A|B)$ است.

1- Wiener

2- Geweke

3- Stationary

4- Causality Lag

5- Directed Transfer Function (DTF)

فعالیت‌های جریان مغزی به کار می‌رود. روش بر پایه‌ی مدل‌های اتو رگرسیو فرمول‌بندی شده و ماتریس تابع انتقال الکتروانسفالوگرام به دست می‌آید. درایه‌های ماتریس به درستی نرمالیزه می‌شوند تا از جهت انتشار و خواص طیفی سیگنال بیان خوبی داشته باشند. در روش‌هایی مانند روش هم‌دوسی مستقیم^۱، به دلیل نحوه‌ی فرمول‌بندی، زیاد شدن تعداد کانال‌های الکتروانسفالوگرام مشکل ایجاد می‌کند که با استفاده از یک سری فرضیات اولیه بر آنها غلبه شده است (۱۹).

تحلیل مؤلفه‌ی مستقل

تحلیل آنالیز مؤلفه‌ی مستقل، بسیار شبیه آنالیز مؤلفه‌ی اصلی^۲ است؛ با این تفاوت که مدها با نوسانات تصادفی غیرگوسی اجرا می‌شوند (۲۰). به عبارت دیگر، به دنبال کمترین حالت گوسی بودن در فضای جدید است. این آنالیز درصدد آن است که منابع مستقل را، که به صورت خطی با هم ترکیب شده‌اند، از هم جدا کند (۲۱). از این تحلیل، در بحث سیگنال الکتروانسفالوگرام، برای رفتن از فضای حس‌گرها به فضای منابع استفاده می‌شود. یعنی با این تحلیل، منابع مغزی ایجادکننده‌ی سیگنال الکتروانسفالوگرام از هم تشخیص داده می‌شوند. هدف اصلی از رفتن به فضای منابع، حذف مداخله‌گرهاست که شناسایی این عوامل مداخله‌گر در فضای منابع آسان‌تر است. بعد از شناسایی آنها می‌توان این عوامل را از داده‌ها حذف کرد و دوباره به فضای حس‌گرها بازگشت. در کل می‌توان گفت که در بحث الکتروانسفالوگرام وقتی در مورد تحلیل مؤلفه‌ی مستقل صحبت می‌شود، اشاره به دو نکته است:

- فعالیت منابع در طول زمان؛
 - تصویر منابع مغزی روی مجموعه.
- نکاتی که می‌توان در مورد تحلیل مؤلفه‌ی مستقل گفت، به این شرح است:
- تحلیل مؤلفه‌ی مستقل، فقط توانایی جداسازی منابع خطی را دارد.
 - چون تحلیل مؤلفه‌ی مستقل با ابری از نقاط^۳ کار می‌کند، جابه‌جایی زمانی نقاط تأثیری بر نتیجه‌ی آن

ندارد.

- جابه‌جایی ترتیب کانال‌های الکتروانسفالوگرام تأثیری بر نتیجه نخواهد داشت.
- چون تحلیل مؤلفه‌ی مستقل با حداقل کردن فرم گوسی شکل کار می‌کند، منابع کاملاً گوسی^۴ را نمی‌تواند جدا کند.
- حتی اگر منابع مستقل نباشند، تحلیل مؤلفه‌ی مستقل فضایی را پیدا می‌کند که بیشترین استقلال را دارد.

معرفی دادگان

داده‌های این پژوهش را عبدالصالحی ثبت و در مقاله‌ی (۲۲) چاپ کرده است. به افراد ۱۰ تصویر با مضامین غم، شادی و خنثا نشان داده و داده‌های الکتروانسفالوگرام با استفاده از استاندارد ۱۰-۲۰ ثبت شد. سپس داده‌ها با فرکانس ۵۱۲ هرتز نمونه‌برداری شد و به صورت دیجیتال درآمد. تعداد نمونه‌ها برای ثبت سیگنال ۳۶ نفر بود و ۱۶ کانال ثبت سیگنال به کار رفت.

روند کار

شکل ۱ فلوجارت فعالیت‌های انجام شده را نشان می‌دهد. همان طور که مشاهده می‌شود، این پژوهش از سه قسمت اصلی تشکیل شده که شامل پیش‌پردازش، تخمین ارتباط و نتایج است. هر کدام از این قسمت‌ها خود به زیرمجموعه‌هایی تقسیم شده که در ادامه به آنها پرداخته خواهد شد.

1- Directed Coherence

2- Principle Component Analysis (PCA)

3- Clouds of Points

4- Perfect Gaussian

شکل ۱- فلوچارت روند کار



حذف شدند.

حذف داده‌ی نویزی: قدم بعدی برای انجام کار حذف داده‌های دارای نویز است. این داده‌ها معمولاً به صورت واضح دیده می‌شوند. البته منظور از نویز در اینجا قسمت‌هایی از داده است که به صورت ناگهانی با افزایش دامنه روبه‌رو شده‌اند. قسمت‌هایی از داده، که به این شکل هستند، از همه‌ی کانال‌ها انتخاب و حذف شده‌اند.

تحلیل مؤلفه‌ی مستقل: بعد از انجام این پیش‌پردازش‌ها، دادگان با تحلیل مؤلفه‌ی مستقل آنالیز شدند. همان‌طور که توضیح داده شد، هدف از این تحلیل، رفتن از فضای حس‌گرها به فضای منابع است. با رفتن به این فضا و جدا شدن منابع اختلال از منابع اصلی، این منابع را می‌توان از داده‌ی اصلی کم کرد و دوباره به فضای حس‌گر برگشت. اما هدف از اجرای این پروژه، تحلیل در همان فضای منابع است. به همین دلیل برای حذف منابع اختلال ضرورتی وجود نداشت. داده‌ها با

1- Notch

۲- در سری فوریه مربوط به شکل موج، در نقاط ناپیوستگی مقدار سری فوریه برابر میانگین حد چپ و راست تابع در آن نقطه است (در حالی که ممکن است مقدار تابع در آن نقطه متفاوت با آن باشد) و به همین جهت در شکل سری فوریه تابع به سرعت به سمت این مقدار حرکت می‌کند که این امر موجب فراجشش یا بالازدگی می‌شود که به پدیده‌ی گیبس مشهور است.

پیش پردازش

فیلتر بالا گذر: اولین قدم حذف نویز است. از آنجا که ممکن است در هنگام ثبت، فرد تکان خورده و داده را نویزی کرده باشد، باید آن را از یک فیلتر بالاگذر عبور داد. فیلتر بالاگذر مورد استفاده دارای فرکانس قطع یک هرتز بود. این عمل در بهتر جواب دادن تحلیل مؤلفه‌ی مستقل نیز دخیل است.

حذف نویز برق شهر: وجود منابع تغذیه هنگام ثبت می‌تواند نویز سینوسی به داده‌ها وارد کند که البته برق شهر اصلی‌ترین منبع این گونه نویزهاست. معمولاً فرکانس ۵۰ هرتز و هارمونیک‌های آن روی داده‌ها سوار می‌شوند. این گونه نویزها نیز قبل از پردازش‌های اصلی باید حذف شوند. استفاده از فیلترهای ناچ^۱ خیلی مطلوب نیست، چون باعث ایجاد اختلال توانی حول فرکانس ناچ و نیز به وجود آمدن پدیده‌ی گیبس^۲ می‌شود. روش‌های رگرسیون هم برای جداسازی به یک مرجع نیاز دارند، که البته همیشه هم در دسترس نیستند؛ از این رو، برای حذف این نویز از روش رگرسیون دو لبه‌ای (زمان - فرکانس) همراه با آزمون آماری F استفاده شد تا اختلالات سینوسی را شناسایی و حذف کند (۲۳). اختلالات با فرکانس ۵۰ هرتز و هارمونیک‌های آن

داده‌ی واقعی کوچک و غیرهمبسته باشد. وجود همبستگی در باقی مانده‌ها نشان‌دهنده‌ی وجود ساختارهای همبسته در دادگان است که مدل قابلیت ارائه‌ی آنها را ندارد. برای حل این موضوع، یک فرضیه‌ی صفر^۷ با یک سطح اهمیت در نظر گرفته شده و مدل در آن ارزیابی می‌شود. برای ارزیابی شواهد باقی مانده‌ها^۸ در این پژوهش، از روش آزمون تابع خود همبستگی^۹ با سطح اهمیت ۹۰ درصد و ارزیابی استحکام^{۱۰} مدل از معیار درصد استحکام^{۱۱} استفاده شد (۲۷). ارزیابی پایداری و مانایی مدل با معیار مقدار ویژه^{۱۲} ارزیابی می‌شود. اگر ماتریس ضرایب اضافی^{۱۳} تمام مقادیر ویژه، اندازه‌ای کوچک‌تر از یک داشته باشند، یک مدل VAR پایدار است (۲۸). یک معیار خوب برای بررسی پایداری می‌تواند لگاریتم بزرگ‌ترین مقدار ویژه‌ی ماتریس ضرایب اضافی باشد که به این مقدار SI می‌گویند؛ پس یک مدل VAR پایدار است اگر و تنها اگر $SI < 0$ باشد. پایداری یک مدل مانایی آن را نیز تأیید می‌کند. برای مانایی مدل ناپایدار باید از آزمون‌های جداگانه استفاده شود.

تخمین ارتباط: برای تخمین ارتباط از دو روش گرنجر و تابع انتقال مستقیم استفاده شد. در مورد مبانی و تئوری این دو روش قبلاً بحث شده است. برای تخمین می‌توان بازه‌ی فرکانسی انتخاب کرد و در آن بازه این کار را انجام داد. در این پژوهش برای شش منبع مرتب شده بر اساس آنتروپی شنون، ارتباطات در باندهای فرکانسی آلفا (۸-۱۳ هرتز)، بتا (۱۳-۲۶ هرتز) و تتا (۴-۸ هرتز) تخمین زده شد.

یافته‌ها

ارزیابی مدل‌های تطبیق شده بر دادگان

علاوه بر تطبیق مدل بر دادگان، مدل تطبیق داده شده

1- Adaptive Multivariate Autoregressive Modeling	8- Whiteness of the residuals
2- Window length	9- Autocorrelation Function(ACF)
3- Window Step	10- Consistency
4- Model Order	11- Percent consistency (PC)
5- Trade off	12- Stability index (SI)
6- Residual	13- Augmented Coefficient Matrix
7- Null	

الگوریتم runica تحلیل شدند. از آنجا که ۱۶ کانال ورودی وجود داشت، بعد از آنالیز برای هر نمونه ۱۶ منبع به دست آمد. منابع بر اساس آنتروپی شنون و به صورت صعودی مرتب شده‌اند. نتایج (۲۲) نشان می‌دهد که بعد از مرتب‌سازی صعودی بر اساس شنون، آنتروپی منبع مستقل مرتبط با شادی کمتر از بقیه‌ی منابع است. بعد از آن منبع مرتبط با احساس غم و در انتها منبع مورد نظر در احساس خنثا قرار دارد؛ یعنی منابع خنثا آنتروپی بیشتری دارند.

تخمین ارتباط

برای تخمین ارتباط مؤثر از جعبه‌ابزار SIFT (۲۴، ۲۵) و نرم‌افزار EEGLAB (۲۶) استفاده شد.

تطبیق مدل بر دادگان: اولین گام برای تخمین مقدار ارتباط، تطبیق یک مدل بر دادگان است که برای این کار یک مدل AMVAR^۱ به کار رفت. به دلیل ماهیت غیرمانای سیگنال الکتروانسفالوگرام، روش‌های زیادی برای تطبیق مدل وجود دارد که هر کدام برتری‌ها و معایب خود را دارد، اما روش AMVAR به صورت عام پذیرفته شده است. برای تطبیق مدل باید طول پنجره، قدم پنجره و مرتبه‌ی مدل انتخاب شود. بعد از انتخاب می‌توان با روش‌های ارزیابی، صحت مدل تطبیق داده شده را بررسی کرد. جدول پارامترهای انتخاب شده برای داده‌های موجود را نشان می‌دهد.

جدول ۱- پارامترهای انتخابی برای تطبیق مدل

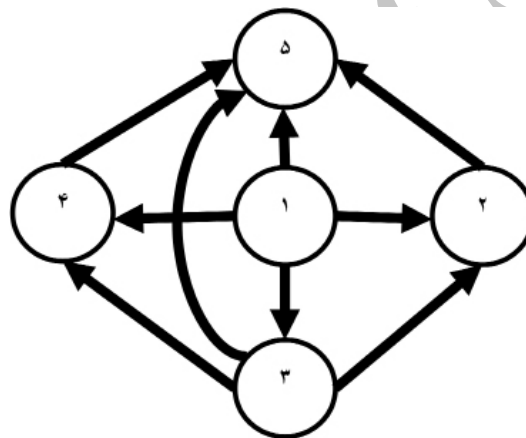
مقدار	پارامتر
۵	طول پنجره ^۲ (ثانیه)
۱	قدم پنجره ^۳ (ثانیه)
۱۰	مرتبه‌ی مدل ^۴

باید توجه داشت که مرتبه‌ی بالاتر مدل باعث پیچیدگی می‌شود و طول کم پنجره‌ها به افزایش محاسبات می‌انجامد. در نتیجه باید بین انتخاب این پارامترها یک مصالحه^۵ برقرار شده باشد.

ارزیابی مدل: اگر مدل به اندازه کافی بر دادگان تطبیق داده شده باشد، باید باقی مانده‌ی^۶ ضرایب مدل نسبت به

این حالت ایده‌آل، درصد ۱۰۰ با تفکیک باند فرکانسی و حالت احساسی در نظر گرفته می‌شود. هرچه تعداد ارتباطات منبع با دیگر منابع کمتر باشد، نسبت به کل باشد، درصد آن نیز کم می‌شود. برای مثال در شکل ۲، منبع یک، یک منبع ارسال‌کننده با درصد ۱۰۰ است، زیرا اطلاعات را به دیگر منابع ارسال می‌کند. منبع پنج، یک گیرنده با درصد ۱۰۰ است، چون از همه‌ی منابع اطلاعات دریافت می‌کند. منابع دیگر نیز با توجه به تعداد ارسال یا دریافت‌هایشان نسبت به کل، ارتباطات کمی می‌شوند.

شکل ۲- محاسبه‌ی منابع به عنوان گیرنده و فرستنده‌ی اطلاعات
* منبع ۱، فرستنده با درصد ۱۰۰ و منبع پنج گیرنده‌ی ۱۰۰ است.



حالت را داراست. با توجه به میانگین‌های به دست آمده، می‌توان گفت در حالت شاد منبع ۱۰ و نه به عنوان منابعی که بیشترین دریافت اطلاعات را دارند، انتخاب می‌شوند. به ترتیب منابع شش و هفت بیشترین ارسال اطلاعات، در حالت خنثا منابع پنج و هفت به ترتیب بیشترین دریافت و نه و هفت بیشترین ارسال را داشته‌اند. در حالت غمگین منابع شش و ۱۰ بیشترین دریافت اطلاعات و هشت و شش بیشترین ارسال اطلاعات را داشته‌اند. جزییات در جدول ۲ آمده است.

بر دادگان باید با ارزیابی صحت و پایداری آن تأیید شود. همان‌طور که در بخش قبل و قسمت ارزیابی مدل گفته شد، برای آزمون باقی‌مانده‌ها از روش آزمون ACF، برای استحکام مدل از معیار PC و برای پایداری و مانایی آن از معیار SI استفاده شد. پایداری همه‌ی مدل‌ها کاملاً برقرار و میانگین استحکام مدل در همه‌ی نمونه‌ها حدود ۷۸ درصد بوده است. میانگین رد شدن فرضیه‌ی صفر نیز ۹۳ درصد بود.

تخمین ارتباط بین منابع

برای هر حالت احساسی، بیشترین تعداد ارتباطات در هر باند فرکانسی حساب شد. در همه‌ی نمونه‌ها، یک منبع می‌تواند از سایر منابع اطلاعات دریافت کند. برای

میانگین دریافت و ارسال اطلاعات منابع در همه‌ی باندهای فرکانسی به این شرح است. برای اطلاعات ورودی از منابع در حالت شاد، منبع ۱۰ با ۶۵ درصد بیشترین دریافت اطلاعات را دارد. برای حالت خنثا منبع پنج در ۵۲ درصد و منبع هفت در ۴۷/۶ درصد موارد این شرایط را دارد. در حالت غمگین، ۴۷ درصد منبع شش و ۴۳/۵ درصد منبع ۱۰ این شرایط را دارند. برای اطلاعات خروجی از منابع، به‌طور میانگین در همه‌ی باندهای فرکانسی، در حالت شاد این منبع شش است که در ۶۵ درصد موارد، اطلاعات خود را به منابع دیگر می‌فرستد. این عدد برای حالت خنثا ۵۱/۳ درصد در منبع نه است. در حالت غمگین نیز منبع هشت در ۴۹ درصد موارد این

جدول ۲ - منابع دارای بیشترین دریافت و ارسال اطلاعات در سه حالت احساسی

* میانگین گیری در باندهای فرکانسی شده است.

منابع دریافت کننده		منابع ارسال کننده		
منبع	درصد	منبع	درصد	
۱۰	۶۵	۶	۶۵	شاد
۹	۴۲	۷	۴۷/۳	
۵	۵۲	۹	۵۱/۳	خنثا
۷	۴۷/۶	۷	۴۷	
۶	۴۷	۸	۴۹	غمگین
۱۰	۴۳/۵	۶	۴۳/۵	

نیمی از ارتباطات هم نبوده‌اند. بیشترین درصد در حالت غمگین برای منبع شش به دست آمده که آن هم در همه‌ی نمونه‌ها فقط ۴۸ درصد ارتباطات را به خود اختصاص داده است.

روش تابع انتقال مستقیم تفکیک پذیری این روش کمتر از علییت گرنجر است. با توجه به نتایج جدول ۳ می‌توان گفت که هیچ کدام از منابع در همه‌ی نمونه‌ها و همه‌ی ارتباطات حتی دارای

جدول ۳- نتایج بررسی آماری جداول ارتباطات انتشار اطلاعات ورودی برای روش تابع انتقال مستقیم در باند فرکانسی آلفا

منبع		درصد		
منبع	درصد	منبع	درصد	
۱	۱۰	۴۷		شاد
۲	۹	۴۵		
۳	۶	۴۱		
۱	۹	۴۵		خنثا
۲	۷	۴۱		
۳	۶	۴۱		
۱	۶	۴۸		غمگین
۲	۱۰	۴۷		
۳	۷	۴۵		

تعداد ارتباطات است (جدول ۲). در این مدل‌ها منابع با استفاده از خطوط پیکان‌دار به هم متصل شده‌اند. قطر هر پیکان بیان‌کننده‌ی میزان انتشار اطلاعات آن منبع است. هرچه میزان انتشار اطلاعات بیشتر باشد، قطر آن نیز بیشتر خواهد بود. جهت هر پیکان نیز گیرنده یا فرستنده بودن یک منبع را نشان می‌دهد. وارد شدن نوک پیکان به یک منبع به معنای گیرنده بودن آن منبع است. خارج شدن پیکان از یک منبع به معنای فرستنده بودن آن منبع

ارائه‌ی مدل پیشنهادی برای ارتباط مؤثر در حالت‌های احساسی مختلف

اساس مدل‌های ارائه‌شده، نتایج روش علییت گرنجر است. در این مدل‌ها سایر باندهای فرکانسی به صورت مجزا مد نظر نبوده‌اند؛ یعنی نتایجی که در همه‌ی باندهای فرکانسی به دست آمده‌اند، جمع‌آوری و میانگین‌گیری و برای همه‌ی باندهای فرکانسی یک مدل کلی ارائه شده است. کیفیت ارتباط بین منابع وابسته به میانگین‌های

منابع فرستنده‌ی اطلاعات منبع نه در رتبه‌ی اول و منبع هفت در رتبه‌ی دوم قرار دارد. شکل ۴ مدل پیشنهادی را نشان می‌دهد.

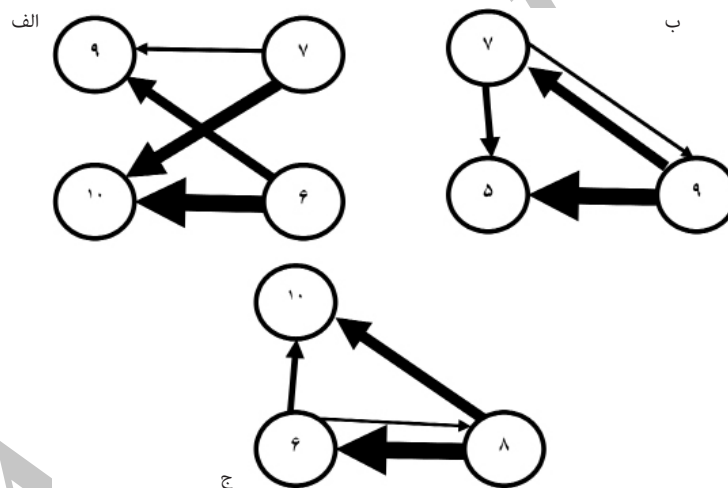
اطلاعات جدول ۲ نشان می‌دهد که در حالت غمگین منابع اطلاعات ورودی شش و ۱۰ هستند. منبع شش با ۴۷ درصد بیشترین میزان دریافت اطلاعات را دارد. بعد از آن منبع ۱۰ با ۴۳/۵ درصد منبعی است که بیشترین میزان اطلاعات را دریافت می‌کند. اما در اطلاعات خروجی نتایج به این صورت است. منبع هشت با دارا بودن ۴۹ درصد بیشترین میزان اطلاعات را به سمت منابع دیگر می‌فرستد. در رتبه‌ی بعد منبع شش با ۴۳/۵ درصد قرار دارد.

است. سه مدل پیشنهادی برای حالت‌های احساسی شاد، غمگین و خنثا به این ترتیب‌اند.

اطلاعات موجود در جدول ۲ نشان می‌دهد که در حالت شاد منبع ۱۰ بیشترین دریافت اطلاعات را دارد. در رتبه‌ی بعد منبع نه قرار دارد. در میان منابع فرستنده‌ی اطلاعات، منبع شش در همه‌ی باندهای فرکانسی با میانگین ۶۵ درصد بیشترین مقدار را داراست. در رتبه‌ی دوم منبع هفت قرار گرفته است. با توجه به این اطلاعات، مدل پیشنهادی را می‌توانید در شکل ۳ ببینید. بر پایه‌ی اطلاعات موجود در جدول ۲، در حالت خنثا منبع پنج با مقدار ۵۲ درصد بیشترین دریافت اطلاعات را داراست. منبع هفت در رتبه‌ی بعدی قرار دارد. برای

شکل ۳ - مدل پیشنهادی برای ارتباط مؤثر با روش علییت گرنجر برای حالت‌های الف) شاد ، ب) خنثا و ج) غمگین

*در این مدل هر دایره نشانگر یک منبع مغزی است. شماره‌ی آن با توجه به مرتب‌سازی با آنتروپی شونن به آن تعلق گرفته است. پیکان‌ها از منابع فرستنده‌ی اطلاعات خارج و به سمت منابع گیرنده‌ی اطلاعات می‌روند. هرچه قطر یک پیکان بیشتر باشد، میزان انتشار اطلاعات نیز بیشتر است.



شناسایی کرد.

توپوگرافی منابعی که مدل‌های آنها در قسمت قبل به وجود آمدند، مشخص و میانگین توپوگرافی آنها در همه‌ی نمونه‌ها بررسی شد که در ادامه آمده است. شایان ذکر است که منابع انتخاب شده از نظر آنتروپی یکسان‌اند. یعنی توپوگرافی منبع ۱۰ در حالت شاد که در شکل شش و سمت راست آمده، متعلق به منبع ۱۰ از نظر آنتروپی در همه‌ی نمونه‌هاست. واضح است که دهمین منبع از نظر آنتروپی در هر نمونه متفاوت با دهمین منبع مرتب‌شده به وسیله‌ی خود تحلیل مؤلفه‌ی مستقل است.

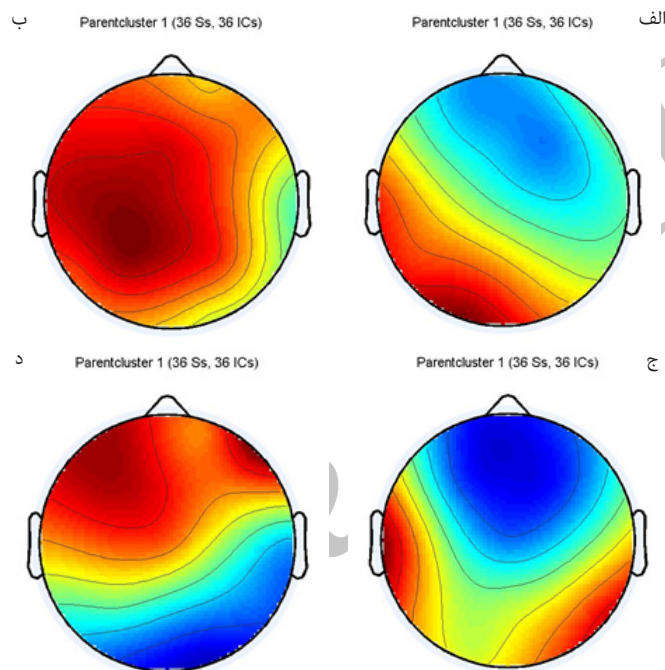
بررسی توپوگرافی منابع

همان‌طور که گفته شد، تحلیل مؤلفه‌ی مستقل بعد از جداسازی منابع مختلف از یکدیگر، اطلاعات دیگری هم می‌دهد. این اطلاعات مربوط به تصویر مکانی این منابع روی مجموعه است که اصطلاحاً به این تصاویر، توپوگرافی یک منبع می‌گویند. این تصاویر از این منظر مهم‌اند که می‌توانند نحوه‌ی تأثیرگذاری یک منبع بر کل سر را به صورت مکانی نشان دهند. در نتیجه با داشتن فرضیاتی در مورد مکان‌هایی که هنگام یک تحریک خاص فعال می‌شوند، می‌توان محل منابع آنها را نیز

ختنا بودند. میانگین توپوگرافی این منابع برای حالت ختسا و در همه‌ی نمونه‌ها در شکل ۵ قرار دارد. برای حالت غمگین، سه منبع شش، هشت و ۱۰ مدل را ایجاد کردند. تصاویر توپوگرافی مربوط به این منابع در حالت غمگین نیز در شکل ۶ رسم شده است.

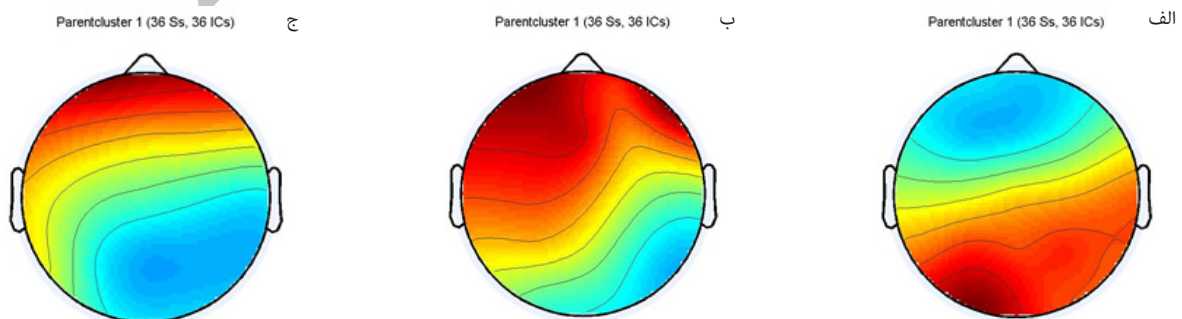
با توجه به نتایج به دست آمده از جدول ۲، برای حالت شاد بیشترین ارتباطات را در حالت ورودی و خروجی، منابع ۱۰ و شش داشتند. در رتبه‌ی بعدی منابع نه و ۱۰ قرار دارند. در شکل ۴، میانگین تصاویر توپوگرافی برای همه‌ی نمونه‌ها کشیده شده است. منابع پنج، هفت و نه، سه منبع اصلی گیرنده و فرستنده‌ی اطلاعات در حالت

شکل ۴- میانگین تصاویر توپوگرافی ۶۳ نمونه برای چهار منبع مغزی استخراج شده با آنالیز مؤلفه‌ی مستقل در حالت احساسی شاد: الف) منبع ۱۰، ب) منبع ۶، ج) منبع ۹ و د) منبع ۷



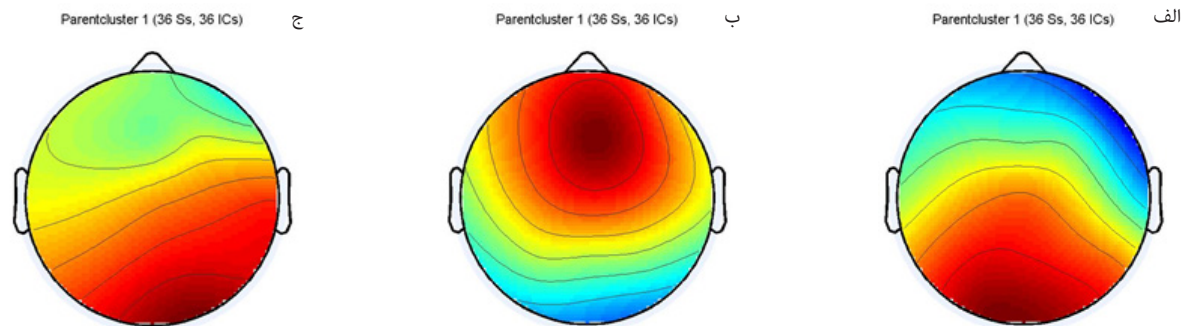
شکل ۵- میانگین تصاویر توپوگرافی ۶۳ نمونه برای سه منبع مغزی استخراج شده با آنالیز مؤلفه‌ی مستقل در حالت احساسی ختسا

* با توجه به نتایج جدول ۲ در حالت ختسا، این سه منبع بیشترین میزان رد و بدل کردن اطلاعات را داشته‌اند: الف) منبع ۹، ب) منبع ۷ و ج) منبع ۵



شکل ۶- میانگین تصاویر توپوگرافی ۶۳ نمونه برای سه منبع مغزی استخراج شده با آنالیز مؤلفه‌ی مستقل در حالت احساسی غمگین

* با توجه به نتایج جدول ۲، در حالت غمگین این سه منبع بیشترین میزان تبادل اطلاعات را داشته‌اند: الف) منبع ۶، ب) منبع ۱۰ و ج) منبع ۸



حالت خنثا تخمین زده شده است و بر اساس آن، منبع ۵ در قسمت پیش‌پیشانی و کمی راست و منبع ۹ در قسمت پیش‌پیشانی اما سمت چپ قرار دارد. منبع ۷ نیز در قسمت پس‌سری و سمت چپ قرار دارد. چگونگی ارتباط مؤثر نیز با توجه به مدل ارائه شده در شکل ۳ است.

شکل ۹ مدل ارتباط مؤثر در حالت غمگین با اطلاعات مکانی را نشان می‌دهد. منابع شش، هشت و ۱۰ در شکل ۳ به عنوان منابع درگیر به کار رفته‌اند. میزان دریافت و ارسال اطلاعات با پیکان‌ها بیان شده و اطلاعات مکانی منابع مغزی با توجه به شکل ۶ به دست آمده است. منبع هشت در قسمت پس‌سری و سمت راست، منبع شش در قسمت پس‌سری اما کمی مایل به راست و منبع ۱۰ نیز در قسمت جلو سری و تقریباً وسط قرار دارد.

ارائه‌ی مدل ارتباط مؤثر با اطلاعات مکانی

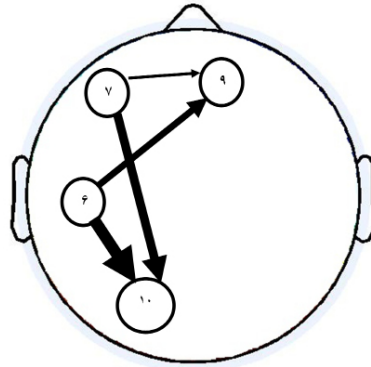
مدل‌های ارائه شده در شکل ۳، از تحلیل‌های آماری میزان ارتباطات بین منابع مختلف به دست آمده است. در این مدل‌ها، اطلاعات مربوط به مکان منابع مغزی لحاظ نشده، لذا از آنها نمی‌توان برای شناسایی مکان ارتباطات استفاده کرد. برای رفع این مشکل، تصاویر توپوگرافی منابع به کار می‌رود. تصاویری که در بخش بررسی توپوگرافی منابع به دست آمدند، حاوی اطلاعات مکانی منابع مغزی هستند. با تلفیق این تصاویر با اطلاعات مدل‌ها، مدل‌های جدید دیگری ارائه می‌شود که حاوی اطلاعات مکانی منابع مغزی نیز هستند. پایه‌ی ارتباطات به دست آمده، میانگین آنها در همه‌ی نمونه‌ها بود. اساس تصاویر توپوگرافی منابع نیز میانگین است، لذا با یکدیگر سنخیت دارند.

شکل ۷ مدل ارائه شده برای ارتباط مؤثر بین منابع مغزی در حالت شاد با اطلاعات مکانی است. شکل ۴ تصاویر توپوگرافی منابع شش، هفت، نه و ۱۰ را در حالت شاد نشان می‌دهد. با توجه به فعالیت آنها، که با رنگ قرمز قابل شناسایی است، اطلاعات مکانی منابع به طور تقریبی تخمین زده می‌شود. با توجه به این اطلاعات، نشانگرهای منابع در همان مکان‌ها قرار می‌گیرند. در مرحله‌ی بعد پیکان‌ها، که نشان‌دهنده‌ی ارتباطات و قدرت آنها هستند، به شکل‌ها اضافه شده‌اند.

شکل ۸ مدل تلفیقی برای حالت خنثا را نشان می‌دهد. با توجه به شکل ۵، محدوده‌ی مکانی منابع مغزی مرتبط با

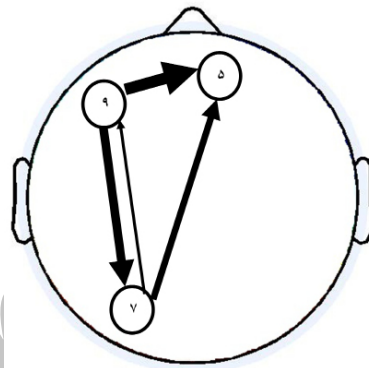
شکل ۷- مدل ارائه شده برای ارتباط مؤثر در حالت شاد با اطلاعات مکانی

* پیکان‌ها از سمت منبع فرستنده رسم و به سمت منبع گیرنده کشیده شده است. هرچه میزان انتشار اطلاعات بیشتر باشد، پیکان ضخیم‌تر است.



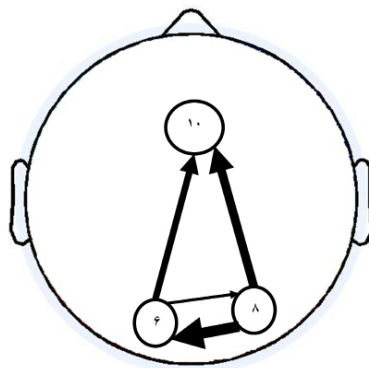
شکل ۸- مدل ارائه شده برای ارتباط مؤثر در حالت خنثا با اطلاعات مکانی

* پیکان‌ها از سمت منبع ارسال کننده رسم و به سمت منبع دریافت کننده کشیده شده است. هرچه میزان انتشار اطلاعات بیشتر باشد، پیکان ضخیم‌تر است.



شکل ۹- مدل ارائه شده برای ارتباط مؤثر در حالت غمگین با اطلاعات مکانی

* پیکان‌ها از سمت منبع فرستنده رسم و به سمت منبع گیرنده کشیده شده است. هرچه میزان انتشار اطلاعات بیشتر باشد، پیکان ضخیم‌تر است.



شباهت‌سنجی با مدل‌های میانگین

برای تک‌تک نمونه‌ها عملیات شباهت‌سنجی و برچسب‌زدن انجام شد؛ یعنی مدل ارتباط هر شخص با مدل میانگین استخراج، مقایسه و با توجه به شباهتی که با هریک از مدل‌های میانگین داشته، به آن برچسب زده شد. تعداد کل داده‌ها ۳۶ فرد است و سه حالت احساسی شاد، غمگین و خنثا وجود دارد. پس در کل، ۱۰۸ نمونه با توزیع یکسان در حالت احساسی وجود دارد. برای شباهت‌سنجی هر نمونه در همه‌ی حالات احساسی و باندهای فرکانسی، ابتدا میانگین اطلاعات ورودی و خروجی همه‌ی منابع آن یک نمونه محاسبه شد؛ یعنی

میزان دریافت و ارسال اطلاعات همه‌ی منابع مشخص شد. سپس در هر نمونه دو منبعی که بیشترین میزان دریافت و ارسال اطلاعات را داشتند، انتخاب شدند. به عبارت دیگر، در هر نمونه دو منبع گیرنده و فرستنده‌ی اطلاعات، که بیشترین میزان دریافت و ارسال را داشتند، مشخص شد. در گام بعد، برچسب حالت احساسی ۱۰۸ نمونه حذف شد و نمونه‌ها بر زده شدند. دو منبع منتخب، با مدل‌های پیشنهادی مقایسه شدند و با توجه به شباهتی که به هریک از مدل‌ها داشتند یک برچسب گرفتند (جدول ۴).

جدول ۴- نتایج برچسب‌زدن نمونه‌ها برای سه حالت احساسی با توجه به ارتباط مؤثر

	برچسب بر اساس شباهت با مدل میانگین		
	شاد	خنثا	غمگین
شاد	۲۳	۴	۹
برچسب واقعی خنثا	۳	۲۲	۱۱
غمگین	۷	۹	۲۰

مورد بررسی احساسات فرد تحریک و در وی سه حالت احساسی شاد، خنثا و غمگین ایجاد شد. از تحلیل‌های صورت گرفته نتایج زیر به دست آمد. نتایج ارتباطات با دو روش علیت گرنجر و تابع انتقال مستقیم نشان داد که تفکیک‌پذیری روش علیت گرنجر بسیار بهتر و بیشتر از روش تابع انتقال مستقیم است. از این رو، امکان ایجاد مدل‌هایی بر پایه‌ی روش تابع انتقال مستقیم وجود نداشت. این نتایج منطبق بر (۲۹) است که در آن با پیچیده‌شدن مدل ارتباطات، صحت حدس‌زدن ارتباطات بر پایه‌ی روش تابع انتقال مستقیم کاهش می‌یابد.

در مدل پیشنهادی برای حالت شاد هنگام دریافت اطلاعات، منبع ۱۰ بیشترین مقدار را در اختیار داشت؛ یعنی انتشار اطلاعات از سایر منابع به سمت منبع ۱۰ نسبت به دیگر منابع بیشترین مقدار را در اختیار داشت. نتایج این قسمت را می‌توان با آنچه در (۲۲) به دست آمده ارزیابی کرد. در آنجا نیز در حالت شاد این منبع ۱۰

در حالت شاد و خنثا بیشترین برچسب‌های اشتباه، برچسب غمگین بود. در حالت غمگین بیشترین برچسب‌های اشتباه متعلق به حالت خنثا بود. در جدول ۵ می‌توانید نتایج مربوط به صحت برچسب‌ها را مشاهده کنید. حالت شاد با ۶۹/۴ درصد بیشترین میزان صحت را در شباهت‌سنجی داشت. حالت غمگین با ۵۵/۵ درصد در رتبه‌ی بعدی و در رتبه‌ی آخر نیز حالت خنثا با ۵۲/۷ درصد قرار داشت.

جدول ۵- صحت برچسب‌های زده شده به نمونه‌ها

حالت احساسی	صحت (درصد)
شاد	۶۳/۸
خنثا	۶۱/۱
غمگین	۵۵/۵

نتیجه‌گیری

هدف این پژوهش، تخمین ارتباط مؤثر مغزی از روی سیگنال الکتروانسفالوگرام احساسات بود. در دادگان

توپوگرافی منبع ۱۰ همه‌ی نمونه‌ها در پشت سر و سمت چپ مغز قرار دارد. این یافته مطابق با آن چیزی است که در فرضیه‌ی والانس (۸) آمده است. بر اساس این فرضیه، هنگام بروز احساسات خوشایند سمت چپ مغز فعال می‌شود. در حالت غمگین، میانگین تصاویر توپوگرافی منبع هشت برای همه‌ی نمونه‌ها در شکل ۶ رسم شده است. همان طور که مشاهده شد، فعالیت در قسمت پشت سر و سمت راست قرار دارد. این یافته نیز مطابق چیزی است که در (۸) آمده است که در آن فعالیت مغز هنگام احساس ناخوشایندی را به سمت راست نسبت می‌دهد.

شکل ۷ مدل ارائه شده با اطلاعات مکانی برای حالت شاد است. همان طور که مشاهده می‌شود، سه منبع درگیر در احساس شاد که بین آنها ارتباط مؤثر وجود دارد، در سمت چپ مغز قرار دارد که منطبق بر (۸) است. همچنین نواحی جلوسری و پس سری درگیر احساس شاد هستند که مشابه با نتایجی است که فلورس (۳۰) به دست آورده است. در حالت شاد اطلاعات از منبع شش به سمت منبع ۱۰ بیشترین میزان انتشار را دارد که مطابق با (۱۵) است. در آنجا نیز در حالت احساس مثبت، اطلاعات از ناحیه‌ی جانبی به سمت ناحیه‌ی پس سری منتشر می‌شود. مدل ارائه شده با اطلاعات مکانی برای حالت غمگین را می‌توانید در شکل ۹ ببینید. در این مدل، منابع درگیر در احساس غمگین در سمت راست قرار دارند که مشابه یافته‌های والانس (۸) است. همچنین نواحی قدامی سر و پس سری محل رد و بدل کردن اطلاعات هستند. این یافته نیز مطابق با نتایج فلورس (۳۰) و برای احساسات ناخوشایند است. شکل ۸ نتایج تلفیق اطلاعات مکانی با مدل‌های ارائه شده برای حالت خنثا را نشان می‌دهد. در این حالت، دو منبع در سمت چپ و یک منبع در سمت راست مغز قرار دارد. همچنین یک منبع در ناحیه‌ی پس سری و دو منبع در ناحیه‌ی قدامی سر قرار دارد. نتایج حالت خنثا از نظر مکانی شبیه حالت

است که بیشترین تفکیک را برای طبقه‌بندی احساسات ایجاد می‌کند؛ یعنی ویژگی‌های استخراج شده از این منبع، توانایی بیشتری در تفکیک حالت احساسی شاد نسبت به بقیه حالت‌های احساسی دارد. در این تحقیق نیز بیشترین میزان انتشار اطلاعات در حالت شاد به سمت منبع ۱۰ است.

مدل پیشنهادی برای حالت غمگین در شکل ۳ نشان داده شده است. در این مدل، منبع هشت بیشترین میزان انتشار اطلاعات به سمت خارج را دارد. منابع شش و ۱۰ بیشترین دریافت را داشته‌اند. البته منبع شش در ارسال اطلاعات هم در رتبه‌ی دوم قرار دارد. با توجه به آنچه در (۲۲) آمده، این منبع هشت است که در احساسات غمگین بیشترین تمایز را در طبقه‌بندی ایجاد می‌کند. بر اساس این پژوهش نیز منبع هشت بیشترین میزان اطلاعات را به سمت خارج هدایت می‌کند. مدل پیشنهادی برای حالت خنثا در شکل ۳ قرار دارد. با توجه به این مدل، در حالت خنثا، منبع پنج نسبت به دیگر منابع، بیشترین دریافت اطلاعات را دارد. منبع نه بیشترین ارسال اطلاعات به سمت خارج را دارد و در رتبه‌ی بعد منبع هفت قرار گرفته است. منبع هفت در دریافت اطلاعات نیز در رتبه‌ی دوم و بعد از منبع پنج قرار دارد. نتیجه به دست آمده در (۲۲) نیز مؤید آن است که در حالت خنثا منبع پنج بیشترین تفکیک را در طبقه‌بندی ایجاد می‌کند.

نکته این است که در (۲۲) نیز منابع مغزی بر اساس آنتروپی شنون، مرتب‌سازی و شماره‌گذاری شده است. اما این منابع از طریق استخراج ویژگی‌های آشوب‌گونه و سپس قرار گرفتن در یک کلاسه‌بند^۱ به نتیجه رسیده‌اند، در حالی که در پژوهش حاضر، این نتایج با میزان انتشار اطلاعات و ارتباط مؤثر به دست آمده است.

ارزیابی دیگر مقایسه‌ی تصاویر توپوگرافی نمونه‌ها در منابع مذکور است. همان طور که گفته شد، منابع ۱۰ و هشت در حالت‌های احساسی شاد و غم بیشترین میزان رد و بدل کردن اطلاعات را دارند. بر اساس بررسی نتایج آنها، در حالت شاد (با توجه به شکل ۴)، میانگین

شاد است.

در انتها، برچسب زدن نمونه‌ها انجام شد. با توجه به جدول ۵ و استفاده از ارتباط مؤثر و منابع درگیر در آن به عنوان یک ویژگی، حالت شاد در ۶۳/۸ درصد موارد به صورت صحیح برچسب زده شده است. این مقدار برای حالت غمگین ۵۵/۵ درصد و برای حالت خنثی ۶۱/۱ درصد بوده است. در ارائه‌ی مدل‌ها نیز، میانگین اطلاعات رد و بدل شده برای حالت شاد در منابع منتخب، بیشتر بوده است. پس می‌توان گفت مدل ارائه‌شده برای حالت شاد نسبت به سایر مدل‌ها معتبرتر است. از این رو، صحت نتایج برچسب زدن در حالت شاد بهتر از دو حالت دیگر بوده است. از آنجا که برچسب زدن بر پایه‌ی شباهت‌سنجی مدل میانگین و سپس بیشترین منابع گیرنده و فرستنده‌ی اطلاعات بوده، امکان تشابه منابع در حالت‌های احساسی مختلف وجود داشته است. به همین دلیل نمونه‌هایی نیز به اشتباه برچسب زده شده‌اند. از طرفی در (۲۲)، که با استفاده از ویژگی‌های آشوب‌گونه و در منابع مختلف طبقه‌بندی شده، صحت منبع پنج در بهترین حالت ۶۰ درصد بوده است.

هدف این پژوهش، تخمین ارتباط مؤثر مغزی از روی سیگنال الکتروانسفالوگرام احساسات بود. در دادگان مورد بررسی، احساسات فرد تحریک و سه حالت احساسی شاد، خنثا و غمگین در وی ایجاد شد. سپس با تحلیل‌های صورت گرفته، نتایج زیر به دست آمد. منابع مغزی حاصل از تحلیل مؤلفه‌ی مستقل بر حسب واریانس مرتب می‌شوند. این منابع با استفاده از آنتروپی شنون دوباره مرتب شدند که نتایج آن نشان می‌دهد در حالت شاد ۷۱/۶ درصد موارد منطبق بر نتایج مرتب‌سازی بر اساس واریانس است.

در تخمین ارتباطات، تفکیک‌پذیری با روش تابع انتقال مستقیم کمتر از علیت گرنجر است و لذا ارائه‌ی مدل بر پایه‌ی آن دشوارتر و صحت آن کمتر خواهد بود. در حالت شاد بین منابع ۱۰، نه، شش و هفت ارتباط مؤثر وجود دارد. منابع ۱۰ و نه گیرنده‌ی اطلاعات و منابع

شش و هفت فرستنده‌ی اطلاعات هستند. در حالت خنثا بین منابع نه، پنج و هفت ارتباط مؤثر برقرار است. منبع نه فرستنده و منبع پنج گیرنده‌ی اطلاعات است. منبع هفت هم در ارسال و هم در دریافت اطلاعات سهم دارد. در حالت غمگین بین منابع شش، هشت و ۱۰ ارتباط مؤثر برقرار است. منابع هشت و ۱۰ به ترتیب فرستنده و گیرنده‌ی اطلاعات هستند. منبع شش هم گیرنده و هم فرستنده‌ی اطلاعات است.

بررسی میانگین توپوگرافی منبع ۱۰ در حالت شاد نشان می‌دهد که این منبع در قسمت پشت سر و سمت چپ و بررسی میانگین توپوگرافی منبع هشت برای حالت غمگین نشان می‌دهد که این منبع در پشت سر و سمت راست فعال است. مدل‌های ارائه شده با اطلاعات مکانی حاکی از آن است که در حالت شاد سمت چپ مغز و در حالت غمگین سمت راست فعالیت بیشتری دارد. در حالت خنثا نیز بیشتر سمت چپ مغز درگیر است. در هر سه حالت، قسمت‌های پس سری و جلو سری در رد و بدل کردن اطلاعات درگیرند. در حالت شاد اطلاعات از سمت کنار به سمت پشت و جلوی سر ارسال می‌شود. در حالت غمگین اطلاعات در پشت سر رد و بدل شده و به سمت جلو نیز انتشار می‌یابد. در حالت خنثا نیز اطلاعات از جلو به سمت عقب منتشر می‌شود. برچسب زدن نمونه‌ها بر اساس شباهت‌سنجی با مدل‌های میانگین انجام شد که نشان می‌دهد در حالت شاد صحت آن ۶۳/۸، در حالت غمگین ۵۵/۵ و خنثا ۶۱/۱ درصد است.

دریافت مقاله: ۹۵/۱/۱۷؛ پذیرش مقاله: ۹۵/۶/۲۳

منابع

- Picard RW, Vyzas E, Healey J. Toward machine emotional intelligence: Analysis of affective physiological state. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on* 2001;23(10):1175-91.
- Ekman P, Levenson RW, Friesen WV. Autonomic nervous system activity distinguishes among emotions. *Science* 1983;221(4616):1208-10.
- Winton WM, Putnam LE, Krauss RM. Facial and autonomic manifestations of the dimensional structure of emotion. *Journal of Experimental Social Psychology* 1984;20(3):195-216.
- Davidson RJ, Schwartz GE, Saron C, Bennett J, Goleman DJ, editors. *Frontal versus parietal EEG asymmetry during positive and negative affect*. Psychophysiology; 1979: CAMBRIDGE UNIV PRESS 40 WEST 20TH STREET, NEW YORK, NY 10011-4211.
- Zhang Q, Lee M. Analysis of positive and negative emotions in natural scene using brain activity and GIST. *Neurocomputing* 2009;72(4):1302-6.
- Aftanas LI, Lotova NV, Koshkarov VI, Pokrovskaja VL, Popov SA, Makhnev VP. Non-linear analysis of emotion EEG: calculation of Kolmogorov entropy and the principal Lyapunov exponent. *Neuroscience letters* 1997;226(1):13-6.
- Chanel G. Emotion assessment for affective computing based on brain and peripheral signals: University of Geneva; 2009.
- Canli T, Desmond JE, Zhao Z, Glover G, Gabrieli JD. Hemispheric asymmetry for emotional stimuli detected with fMRI. *Neuroreport* 1998;9(14):3233-9.
- Borod JC, Cicero BA, Obler LK, Welkowitz J, Erhan HM, Santschi C, et al. Right hemisphere emotional perception: evidence across multiple channels. *Neuropsychology* 1998;12(3):446.
- Khadem A, Hossein-Zadeh G-A. Estimation of direct nonlinear effective connectivity using information theory and multilayer perceptron. *Journal of neuroscience methods* 2014;229:53-67.
- Sohaib AT, Qureshi S, Hagelbäck J, Hilborn O, Jerčić P. Evaluating classifiers for emotion recognition using EEG. *Foundations of Augmented Cognition: Springer* 2013. p. 492-501.
- Hoseingholizade S, Golpaygani MRH, Monfared AS. Studying emotion through nonlinear processing of EEG. *Procedia-Social and Behavioral Sciences* 2012;32:163-9.
- De Marco G, de Bonis M, Vrignaud P, Henry-Feugeas M, Peretti I. Changes in effective connectivity during incidental and intentional perception of fearful faces. *Neuroimage* 2006;30(3):1030-7.
- Dongwei C, Fang W, Zhen W, Haifang L, Junjie C, editors. Eeg-based emotion recognition with brain network using independent components analysis and granger causality. Computer Medical Applications (ICCM), 2013 International Conference on; 2013: IEEE.
- Wyczesany M, Ligeza TS, Grzybowski SJ. Effective connectivity during visual processing is affected by emotional state. *Brain imaging and behavior* 2014:1-12.
- Hosseini SA, Khalilzadeh MA, editors. Emotional stress recognition system using EEG and psychophysiological signals: Using new labelling process of EEG signals in emotional stress state. 2010 International Conference on Biomedical Engineering and Computer Science; 2010: IEEE.
- Guo S, Ladroue C, Feng J. *Granger causality: theory and applications*. Frontiers in Computational and Systems Biology: Springer; 2010. p. 83-111.
- Granger CW. Investigating causal relations by econometric models and cross-spectral methods. *Econometrica: Journal of the Econometric Society* 1969:424-38.
- Kaminski M, Blinowska K. A new method of the description of the information flow in the brain structures. *Biological cybernetics* 1991;65(3):203-10.
- Calhoun VD, Adali T. Unmixing fMRI with independent component analysis. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*. 2006;25(2):79-90.
- Delorme A. University of California, San Diego [cited 2016 7/24/2016]. Available from: <http://sccn.ucsd.edu/~arno/indexica.html>.
- Abdossalehi M, Nasrabadi AM, Firoozabadi M. Combining independent component analysis with chaotic quantifiers for the recognition of positive, negative and neutral emotions using EEG signals. *Indian*

- journal of Scientific Research(IJSR). 2014;4(3):409-14.
23. Mitra P, Bokil H. *Observed brain dynamics*: Oxford University Press; 2007.
24. Mullen T, Delorme A, Kothe C, Makeig S. An electrophysiological information flow toolbox for EEGLAB. *Biol Cybern* 2010;83:35-45.
25. Delorme A, Mullen T, Kothe C, Acar ZA, Bigdely-Shamlo N, Vankov A, et al. EEGLAB, SIFT, NFT, BCILAB, and ERICA: new tools for advanced EEG processing. *Computational intelligence and neuroscience* 2011;2011:10.
26. Delorme A, Makeig S. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of neuroscience methods* 2004;134(1):9-21.
27. Ding M, Bressler SL, Yang W, Liang H. Short-window spectral analysis of cortical event-related potentials by adaptive multivariate autoregressive modeling: data preprocessing, model validation, and variability assessment. *Biological cybernetics*. 2000;83(1):35-45.
28. Lütkepohl H. Structural vector autoregressive analysis for cointegrated variables. *AStA Advances in Statistical Analysis*. 2006;90(1):75-88.
29. Wu M-H, Frye RE, Zouridakis G. A comparison of multivariate causality based measures of effective connectivity. *Computers in biology and medicine* 2011;41(12):1132-41.
30. Flores-Gutiérrez EO, Díaz J-L, Barrios FA, Favila-Humara R, Guevara MÁ, del Río-Portilla Y, et al. Metabolic and electric brain patterns during pleasant and unpleasant emotions induced by music masterpieces. *International Journal of Psychophysiology* 2007;65(1):69-84.

Archive of SID