

Investigation of Positive, Negative and Neutral Emotion's determinism through EEG signal processing in extracted component of ICA

M. Abdossalehi^{*1}, A.Moti Nasrabadi², S.M.Firouzabadi³

¹Phd Student, Faculty of biomedical Engineering, Islamic Azad University, science and Research Branch
abdossalehi@srbiau.ac.ir

² Associate Professor, Biomedical Engineering Group, Shahed University

³ Biomedical Engineering Group, Tarbiat Modarres University

Abstract

In this study, electroencephalogram (EEG) signals have been analyzed in positive, negative and neutral emotions. Here it is supposed that the brain has different independent sources during an emotional activity which will be extractable by Independent Component Analysis (ICA) algorithm. For resolving the ill-posedness problem of extracted components by ICA algorithm, first these sources were sorted by Shannon entropy and then the features of Katz fractal dimension and the first local minimum of the mutual information based on the time delay (τ) have been extracted for representing determinism. The results show that the determinism ratio of the sorted sources has significant difference during the time in three emotional states: positive, negative and neutral. The determinism ratio increases in neutral, negative and positive emotional states, respectively.

Keywords: Emotion, EEG, ICA, Mutual Information, Katz Fractal dimension.

* Corresponding author

Address: Mehdi Abdossalehi, Faculty of biomedical Engineering, Islamic Azad University, science and Research Branch, Tehran
Iran

Tel: +98 21 44474321

Fax: +98 2144474319

E-mail: abdossalehi@srbiau.ac.ir

بررسی میزان تعیین^۱ سیگنالهای مغزی در احساسات مثبت، منفی و خنثی در منابع حاصل از الگوریتم ICA

مهدی عبدالصالحی^{۱*}؛ علی مطیع نصرآبادی^۲؛ سید محمد فیروزآبادی^۳

^۱ دانشجوی دکتری، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات

abdossalehi@srbiau.ac.ir

^۲ دانشیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه شاهد

^۳ استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس

چکیده

در این تحقیق به بررسی سیگنالهای الکتروانسفالوگرام (EEG) در احساسات مثبت، منفی و خنثی پرداخته شده است. در این پژوهش، فرض شده است که مغز دارای منابع مستقل مختلفی در هنگام هر فعالیت احساسی بوده که این منابع توسط الگوریتم پردازش مولفه های مستقل (ICA) قابل مشاهده خواهند بود. برای غلبه بر مشکل نامشخص بودن ترتیب مولفه های استخراج شده در الگوریتم ICA، ابتدا با استفاده از آنتروپی شانون، این منابع مرتب و سپس از روی این منابع مرتب شده، ویژگی های بعد فراکتالی Katz و اولین محل کمینه شدن اطلاعات متقابل بر حسب تاخیر (tau) به عنوان نمایش دهنده های تعیین استخراج شده اند. نتایج نشان می دهد که میزان تعیین منابع مرتب شده دارای اختلاف معنی داری در طول زمان و در سه حالت احساسی مثبت، منفی و خنثی می باشد. میزان تعیین در حالت های احساسی خنثی، منفی و مثبت به ترتیب افزایش می یابد.

کلیدواژگان: احساس، EEG، ICA، اطلاعات متقابل، بعد فراکتالی Katz

¹ determinism

* عهده دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان شریعتی، پایین تر از پل سید خندان، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، صندوق پستی: ۱۳۵۵-

۱۶۳۱۵

تلفن: ۰۲۱۸۴۰۶۲۲۲۹، دورنگار: ۰۲۱۸۸۴۶۲۰۶۶، پیام نگار: moghadam@eed.kntu.ac.ir

۱- مقدمه

شناسایی احساس به عنوان یکی از مهمترین اجزای ارتباطات بشری و یکی از عمده ترین تفاوت های انسان و ماشین دارای اهمیت ویژه ای می باشد [۱]. اهمیت شناسایی احساسات در آنجا دیده می شود که در ارتباط بین انسان و کامپیوتر^۱، ماشینها برای داشتن کارایی واقعی تر باید احساس را شناخته و عکس العملی متناسب با آن را ارایه دهند. اما مشکل اصلی برای یک سیستم هوشمند در شناسایی احساس آن است که مشخص نیست چه عواملی سبب ایجاد احساسات مختلف میگردند [۲-۳].

تحقیقات اخیر در شناسایی حالت های احساسی یک فرد، بر روی پردازش صدا، پردازش حرکات صورت و اثرات بیولوژیک از قبیل ضربان قلب، مقاومت پوست، تغییرات فشار خون و فعالیت الکتریکی مغز متمرکز شده است [۴]. اما به نظر میرسد که پردازش های معمول صدا و تصویر در شناسایی احساس، عوامل مهمی از قبیل اینکه سوژه ها احساسات داخلی خود را پنهان کنند را در نظر نمیگیرند. در حالی که ادعا می شود سیگنالهای حیاتی نظیر سیگنالهای مغزی قادرند تا احساس درونی صحیح یک فرد را بدون خواست خود فرد تخمین بزنند [۵]. برای القای احساسات، روشهای مختلفی از قبیل صوت، نمایش فیلم و نشان دادن تصویرهای احساسی وجود دارد. اما در اکثر تحقیقات برای القای احساس از تصاویر بهره برده شده است. زیرا نشان داده شده که تحریکات بصری بر روی احساس دارای تاثیر بیشتری نسبت به سایر حواس بوده و همچنین مقدار اطلاعاتی که یک تصویر در یک لحظه انتقال میدهد بسیار بیشتر از روشهای دیگر القای احساس است [۶-۸].

ایده اصلی در این تحقیق آن است که درون مغز، منابع مستقل و مختلف زیادی وجود دارد که فعالیت های مغزی حاصل فعالیت این منابع یا میزان تعامل این منابع می باشد [۹-۱۱]. بنابر این برای هر احساس خاص نیز باید منبع مستقل یا تعامل بین منابع مستقلی در مغز موجود باشد. باتوجه به اینکه در EEG، ثبت سیگنال از سنسورهای روی پوست سر انجام می شود و در نتیجه این سیگنال ثبت شده، تداخلات منابع

مختلف مغزی می باشد، لذا نمیتوان به راحتی اطلاعات آن را استخراج کرد. در واقع منابع اصلی دارای اطلاعات دقیق تر و صحیح تری نسبت به سیگنال ثبت شده اصلی EEG هستند و لذا تغییرات مشخص در هر منبع هنگامی که به صورت جداگانه مورد بررسی قرار میگیرد واضح تر است. اما به علت آنکه نمی توان به صورت مستقیم به این منابع دسترسی داشت، ناچار به اکتفا به همین ثبت از روی پوست سر و یا روشهایی برای رسیدن به منابع اصلی از روی مشاهدات ثبت شده هستیم. الگوریتم های پردازش مولفه های مستقل (ICA) این توانایی را دارند تا با فرض هایی، منابع اصلی را از روی مشاهدات دیده شده در فضای سنسور، بازسازی کنند [۹-۱۰]. الگوریتم ICA می تواند اطلاعات موجود در فعالیت مغزی را بوسیله مولفه های مستقل آن استخراج کند. یکی از مشکلات الگوریتم های ICA در استفاده از منابع استخراج شده، آن است که ترتیب مولفه های استخراج شده مشخص نبوده و در هر با انجام الگوریتم این ترتیب ممکن است تغییر کند [۹]. برای حل این مساله، معمولاً اطلاعات بیشتری مورد نیاز است که این اطلاعات باید مرتبط با خواص اصلی سیستم و منابع آن باشد. یکی از معیارهای مرتبط با ذات سیستم، معیار آنتروپی می باشد. در واقع آنتروپی میزان اطلاعات موجود در یک سیستم و یا درجه بی نظمی آن را ارائه می نماید.

در مطالعات قبلی، اثبات گردیده است که سیستم های بیولوژیک علی الخصوص سیستم مغزی دارای دینامیک های پیچیده ای می باشند [۱۲]. این دینامیک پیچیدگی را می توان توسط بعد فضایی که توسط داده های یک سیستم اشغال می-شود، نشان داد. بعد فرکتال معیاری است که به وسیله آن مشخص می گردد که چگونه یک فرکتال به صورت کامل فضا را پر می کند. از ابعاد فرکتالی برای بررسی دینامیک غیرخطی هم استفاده می شود. این ابعاد نشان دهنده مشخصات هندسی بستر جذب هستند. می توان بیان نمود که هرچه بعد بستر

² human computer interface

همچنین کلیه شرکت کننده ها اطلاع داشتند که در هر زمان که بخواهند می توانند از ادامه آزمایش انصراف دهند.

۲-۲ تحریکات بینایی

تحریکات بینایی، تصاویر رنگی انتخاب شده از پایگاه داده IAPS^۲ بودند. با توجه به نظریه ساختار اجتماعی که بیان میکند احساسات محصول تعاملات درون اجتماعی و قوانین هر فرهنگ است [۱۴]، کلیه تصاویر انتخاب شده، بوسیله سوژه های ایرانی که با شرکت کنندگان در آزمایش نهایی متفاوت بودند، ارزیابی شده و پاسخ های احساسی مشابهی در این تصاویر انتخاب شده با پایگاه داده IAPS دریافت گردید. در این تحقیق سه دسته از تصاویر احساسی مثبت، منفی و خنثی استفاده شد.

تحریکات بینایی در بلوک های احساسی مثبت، منفی و خنثی و به صورت تصادفی در هر بلوک ارائه گردید و برای از بین رفتن تاثیرات احساسی بین بلوکها، ۵ دقیقه استراحت بین بلوک های احساسی ارائه گردید. هر بلوک شامل ۱۰ تصویر از نظر احساسی یکسان بود که زمان نمایش هر تصویر ۵۰۰۰ میلی ثانیه و فاصله بین هر دو تصویر ۲۰۰۰ میلی ثانیه در نظر گرفته شد. تصاویر بر روی یک صفحه LED ۱۵,۶ اینچ نمایش داده می شد که در فاصله ۵۰ سانتی متری سوژه قرار داشت. از شرکت کننده ها پس از نشان دادن هر بلوک تصاویر احساسی، سوال هایی در مورد احساسات بوجود آمده پرسیده میشد تا اطمینان حاصل گردد که سوژه به تصاویر با دقت نگاه میکرده است.

۲-۳ ثبت سیگنال

سیگنال EEG توسط ۱۵ الکتروود Ag-AgCl مطابق با استاندارد بین المللی سیستم ۱۰-۲۰ توسط سیستم G-tec (Austria) بر روی نیم کره های راست و چپ در کانالهای Fp1, Fp2, F3, F4, Fz, T3, T4, T5, T6, Cz, P3, P4, Pz, O1, O2 ثبت گردید. فرکانس نمونه برداری برابر ۵۱۲ و با فیلتر ۰,۵ تا ۷۰ هرتز در نظر گرفته شده و امپدانس الکتروود ها نیز زیر ۵

جذب بالاتر باشد، میزان پیچیدگی و عدم قطعیت سیگنال بیشتر است.

همچنین میزان این پیچیدگی را می توان توسط اطلاعات متقابل بین نمونه های یک سیگنال به دست آورد. برای این کار می توان از تاخیری که تابع اطلاعات متقابل در آن، اولین مینیموم نسبی خود را می بیند، استفاده کرد. این تاخیر را می توان بر اساس تابع خود همبستگی و در محلی که مقدار آن نزدیکترین مقدار به صفر را داشته باشد، نیز پیدا نمود [۱۳]. این تاخیر بیان می کند که بین یک نمونه از سیگنال تا چند نمونه پس از آن دارای کمینه از اطلاعات متقابل هستیم. در نتیجه هر چقدر مقدار این تاخیر بیشتر باشد، میزان قطعیت سیگنال بیشتر بوده و پیچیدگی آن کمتر است.

در این تحقیق ابتدا سیگنالهای احساسی ثبت شده توسط الگوریتم fastICA به منابع مستقل تجزیه شده و سپس این منابع توسط آنتروپی مرتب شده اند. در نهایت بعد فراکتالی Katz و همچنین اولین کمینه اطلاعات متقابل برای سیگنالهای احساسی در هر منبع و در طول زمان استخراج و بررسی شده است.

در ادامه این مقاله و در بخش بعد، ابتدا در مورد جمعیت مورد مطالعه و روش القای احساس و همچنین ثبت سیگنال مغزی توضیح داده شده و سپس الگوریتم Katz و اولین کمینه اطلاعات متقابل بیان گردیده است. در قسمت سوم با استفاده از الگوریتم ICA و معیار آنتروپی، منابع مستقل در هر ثبت پیدا و مرتب شده و نتایج این تحقیق ارائه شده است. در بخش پایانی این تحقیق در مورد نتایج آن بحث کرده ایم.

۲-۲-۱ روش اخذ و پردازش داده ها

۲-۱-۱ پروتکل ثبت داده

در این تحقیق، از ۳۵ نفر داوطلب مرد راست دست، با میانگین سنی ۲۰,۱+۱,۴ سال استفاده شد. کلیه داوطلبینی که در این آزمایش شرکت کرده بودند دانشجوی بوده و هیچ گونه سابقه بیماری جسمی یا روانی نداشته و همچنین در ۲۴ ساعت گذشته دارای استراحت کافی بوده اند. همچنین در ۴۸ ساعت قبل از آزمایش مصرف دارو را نیز نداشتند.

³ International Affective Picture System

اندازه گیری وابستگی درون یا بین سری های زمانی استفاده می شود [۱۷].

۲-۵-۱ اولین کمینه اطلاعات متقابل بر حسب تاخیر

(تاخیر زمانی)

یکی از روشهای اندازه گیری تاخیر زمانی در بازسازی خط سیر^۳ فضای فاز، اطلاعات متقابل است که به صورت رابطه ۶ تعریف می گردد:

$$I(\tau) = -\sum_{\varphi, \psi} p_{\varphi, \psi}(\tau) \log \frac{p_{\varphi, \psi}(\tau)}{p_{\varphi} p_{\psi}} = \left(\log \frac{p_{\varphi, \psi}(\tau)}{p_{\varphi} p_{\psi}} \right) \quad (6)$$

در این رابطه، $p_{\varphi, \psi}(\tau)$ احتمال توام است که $u_i = \varphi$ و $u_{i+\tau} = \psi$ می باشد. همچنین p_{φ} و p_{ψ} احتمالاتی هستند که $u_i = \varphi$ دارای مقادیر متناظر φ و ψ باشد. اطلاعات متقابل تابعی از متغیرهای φ و ψ نیست ولی تابعی از $p_{\varphi, \psi}(\tau)$ بوده و بیانگر مقدار میانگین اطلاعات درباره یک مقدار پس از تاخیر τ می باشد. بهترین انتخاب برای تاخیر جایی است که $I(\tau)$ دارای اولین کمینه محلی است [۱۸].

۲-۵-۲ بررسی نرخ تغییرات تاخیر زمانی

برای بررسی میزان تعیین و ارتباط آن با اولین کمینه اطلاعات متقابل (تاخیر زمانی)، چهار سیگنال کاملاً مشخص مورد بررسی قرار گرفت. این چهار سیگنال عبارتند از سیگنال سینوسی با فرکانس یک هرتز و فرکانس نمونه برداری ۱۰۰ به عنوان یک سیگنال کاملاً معین، سیگنال دوم، فلوی سیال در مدل لورنز با مقدار عدد رایلی ۱۶۰ که یک تظاهرات پرپود دو^۴ را نمایش می دهد، سیگنال سوم، فلوی سیال در مدل لورنز با مقدار عدد رایلی ۲۵ که یک تظاهرات آشوبگونه^۵ را نمایش می دهد و نویز گوسی به عنوان سیگنال چهارم که دارای یک رفتار کاملاً غیر معین است. برای بررسی نرخ تغییرات تاخیر زمانی، این معیار بر روی پنجره های زمانی ۱۰۰ نمونه ای با ۸۰ درصد همپوشانی به دست آمده است. نتایج این بررسی در شکل ۱ آمده است.

کیلو اهم تنظیم گردید. سیگنال EOG از چشم چپ و A1 نیز به عنوان الکتروود مرجع در نظر گرفته شد.

۲-۴ بعد فراکتالی Katz

شکل موج یک سیگنال را می توان به صورت مجموعه ای از نقاط پشت سر هم در نظر گرفت که نمونه های خاصی از منحنی های دو بعدی می باشند [۱۵]. اندازه گیری بعد فراکتال بر پایه تخمینی از طول این منحنی ها است. بر اساس تئوری مندلبرات، بعد فراکتال یک منحنی را می توان با رابطه (۱) به دست آورد [۱۶]:

$$FD = \frac{\log(L)}{\log(d)} \quad (1)$$

که L طول کلی منحنی و d قطر آن می باشد. برای یک شکل موج، طول کلی منحنی برابر مجموع فاصله اقلیدسی بین نقاط متوالی و قطر d نیز دورترین فاصله بین نقطه شروع اولیه و هر نقطه دیگر شکل موج است.

$$L = \sum_{i=1}^N \|p_{i+1} - p_i\| \quad (2)$$

$$d = \max_i \|p_i - p_1\| \quad (3)$$

بر طبق رابطه Katz، معادله (۱) باید توسط میانگین گام a تصحیح شود که a میانگین فاصله بین نقاط متوالی است. در نتیجه معادله (۱) به معادله (۴) تبدیل می گردد.

$$FD = \frac{\log(L/a)}{\log(d/a)} \quad (4)$$

با تعریف n به عنوان تعداد گام ها در منحنی، $(n=L/a)$ و قرار دادن آن در رابطه (۴)، بعد فراکتالی Katz به صورت رابطه (۵) قابل محاسبه خواهد بود

$$FD = \frac{\log(n)}{\log(n) + \log(d/L)} \quad (5)$$

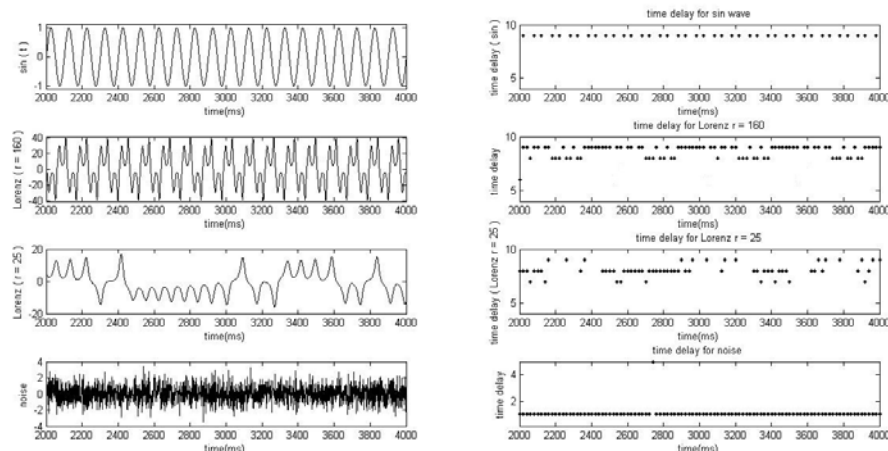
۲-۵ اطلاعات متقابل

اطلاعات متقابل، کمیتی است که مقدار اطلاعات به دست آمده از روی اندازه های یک متغیر روی متغیر دیگری را توضیح می دهد. از این معیار به صورت گسترده ای برای

⁴ trajectory

⁵ Period doubling

⁶ Chaotic



شکل ۱: تاخیر زمانی بر روی ۴ سیگنال سینوسی معین، لورنز پریود دو، لورنز آشوبگونه و نویز گوسی به عنوان سیگنال نامعین

آنتروپی، به عنوان درجه ای از اطلاعات موجود، استفاده گردید.

برطبق آنچه که در تحقیقات قبلی گزارش شده است، ICA به طور موثری قادر به تفکیک منابع آرتیفکت EEG، از قبیل پلک زدن، فعالیت ماهیچه ای، تداخلات الکتریکی و سیگنالهای قلبی از EEG خالص که به عنوان فعالیت های منابع کورتیکال مستقل در نظر گرفته می شوند، می باشد. در نتیجه برای حذف این مولفه های آرتیفکت ناخواسته، ابتدا کلیه منابع بر پایه حداکثر تا حداقل آنتروپی مرتب شده و سپس ده مولفه مستقل اول برای هر ثبت سیگنال را نگه داشته و الباقی منابع که دارای کمترین آنتروپی بودند را کنار گذاشتیم. زیرا فرض شده که آرتیفکت ها، علی الخصوص EOG، دارای کمترین بی نظمی و آنتروپی نسبت به سایر منابع موجود در مغز می باشند [۱۹]. بنابراین در هر تحریک احساسی ده منبع مستقل به دست آمد که بر پایه آنتروپی مرتب شده بودند.

برای بررسی میزان تعین سیگنال های احساسی، تاخیر زمانی که بیانگر اولین کمینه اطلاعات متقابل بین نقاط همجوار در یک سیگنال است و همچنین بعد فراکتالی Katz سیگنال استخراج گردید. هر چند اگر در یک سیگنال، فرکانس نمونه برداری تغییر کند، مقدار تاخیر زمانی نیز تغییر خواهد نمود، اما در این تحقیق به علت آنکه، کلیه این سیگنال های

با توجه به شکل ۱ دیده می شود که در سیگنال کاملاً معین سینوسی، میزان تاخیر زمانی برابر ۹ بوده که بیانگر میزان شباهت بالای نمونه های سیگنال به خودش می باشد. میزان تاخیر زمانی همانطور که در شکل ۱ مشاهده می گردد در مدل لورنز با عدد رایلی ۱۶۰ که تظاهرات پریود دو دارد کمتر از تاخیر زمانی سینوسی کامل و بیشتر از مدل لورنز با عدد رایلی ۲۵ که تظاهرات آشوبگونه دارد می باشد. همچنین در شکل ۱ دیده می شود که نویز به عنوان یک سیگنال کاملاً نامعین دارای کمترین میزان تاخیر زمانی بوده که برابر مقدار یک است.

۳-روش

بر پایه این ایده که مغز از منابع مختلفی ترکیب شده است و هر منبع برای فعالیت خاصی تطبیق یافته است، سیگنالهای EEG ثبت شده از روی پوست سر، توسط الگوریتم ICA به مولفه هایی تجزیه گردید که از نظر زمانی دارای استقلال هستند. الگوریتم fastICA برای جداسازی ۱۶ مولفه منبع از ۱۵ کانال EEG و یک کانال EOG ثبت شده استفاده شده است [۹]. یکی از مشکلات الگوریتم ICA، این است که در هر بار انجام الگوریتم ICA، ترتیب مولفه های مستقل به دست آمده تغییر خواهد کرد. برای حل این مشکل از معیار

که تفاوت معنی داری در تفکیک بین حالت خنثی و منفی با توجه به نتایج آزمون T جفت شده دیده نمی شود. همچنین شکل ۳ نشان می دهد که در هر ۱۰ منبع میزان میانگین بعد فراکتالی Katz برای حالت احساسی خنثی کمتر از حالت احساسی منفی بوده و در حالت احساسی مثبت نیز دارای بیشترین میزان خود می باشد. برای بررسی آماری تفاوت معنی داری بین میانگین تاخیر زمانی سه حالت احساسی مثبت، منفی و خنثی در هر ده منبع مستقل از آزمون ANOVA و T جفت شده استفاده گردید. نتایج p_value این آزمون ها در جدول ۲ مشاهده می گردد. با توجه به اینکه هر چه بعد فراکتال در سیگنالی بیشتر باشد، پیچیدگی سیگنال بیشتر است، لذا عدم قطعیت و پیچیدگی سیگنال احساسی مثبت بیشتر از حالت احساسی منفی بوده و عدم قطعیت و پیچیدگی سیگنال احساسی خنثی نیز در مقایسه با دو حالت احساسی مثبت و منفی کمتر است که این نتایج نیز نتیجه به دست آمده از شکل ۲ را تایید می نماید. هرچند که تفاوت معنی داری در تفکیک بین حالت خنثی و منفی با توجه به نتایج آزمون T جفت شده دیده نمی شود.

احساسی با نرخ نمونه برداری یکسان ۵۱۲، نمونه برداری شده اند، لذا این مساله تفاوتی در نتایج به دست آمده در این تحقیق ایجاد نمی کند. برای بررسی نرخ تغییرات این دو معیار، تاخیر زمانی بر روی پنجره های زمانی ۱۰۰ نمونه ای با ۸۰ درصد همپوشانی به دست آمده است. ولی به علت آنکه مفهوم بعد فراکتالی بر روی داده های بلند صحیح تر است، لذا بعد Katz بر روی پنجره های دو ثانیه ای با ۸۰ درصد همپوشانی به دست آمده است.

۴- نتایج

در این مرحله، به بررسی میزان تعین سیگنالهای احساسی با استفاده از دو معیار تاخیر زمانی و بعد فراکتال پرداخته شده است. میزان تغییرات تاخیر زمانی در هر ۱۰ منبع احساسی در شکل ۲ و میزان تغییرات بعد فراکتالی Katz در شکل ۳ در هر ۱۰ منبع مستقل مرتب شده با آنتروپی نشان داده شده است. محور عمودی هر تصویر بیانگر میزان میانگین و محدوده تغییرات حول میانگین در معیار های به دست آمده از هر ثبت احساسی و محور افقی نیز بیانگر ابتدای زمان پنجره های محاسبه بعد فراکتال و تاخیر زمانی می باشد.

در شکل ۲ مشاهده می گردد که در هر ۱۰ منبع میزان میانگین تاخیر زمانی یا اطلاعات متقابل برای حالت احساسی خنثی بیشتر از حالت احساسی منفی بوده و در حالت احساسی مثبت نیز دارای کمترین میزان خود می باشد. برای بررسی آماری این مساله که آیا تفاوت معنی داری بین میانگین تاخیر زمانی سه حالت احساسی مثبت، منفی و خنثی در هر ده منبع مستقل وجود دارد از آزمون ANOVA و T جفت شده استفاده گردید. نتایج p_value این آزمون ها در جدول ۱ مشاهده می گردد. از روی شکل ۲ و جدول یک با توجه به این نکته که هرچه اطلاعات متقابل بین نقاط همجوار بیشتر باشد سیگنال دارای قطعیت بیشتری است، می توان اینگونه بیان کرد که تعین سیگنال احساسی خنثی بیشتر از حالت احساسی منفی بوده و تعین سیگنال احساسی مثبت نیز در مقایسه با دو حالت احساسی خنثی و منفی کمتر است. هرچند

جدول ۱: مقادیر p_value در آزمون ANOVA و T جفت شده برای میانگین تاخیر زمانی در ده منبع مستقل برای سه حالت احساسی

شماره منبع	منبع ۱	منبع ۲	منبع ۳	منبع ۴	منبع ۵	منبع ۶	منبع ۷	منبع ۸	منبع ۹	منبع ۱۰
ANOVA p_value	0.0004	0.0001	0.0001	0	0.001	0	0	0.0002	0	0
Ttest p_value Negative neutral	0.23	0.059	0.27	0.02	0.44	0.1	0.0008	0.19	0.01	0.23
Ttest p_value Negative positive	0.005	0.008	0.001	0.0003	0.008	0.001	0.11	0.005	0.007	0.0005
Ttest p_value Positive neutral	0.0001	0	0	0	0.0005	0	0	0.0001	0	0

جدول ۲: مقادیر p_value در آزمون ANOVA و T جفت شده برای میانگین بعد فراکتالی Katz در ده منبع مستقل برای سه حالت احساسی

شماره منبع	منبع ۱	منبع ۲	منبع ۳	منبع ۴	منبع ۵	منبع ۶	منبع ۷	منبع ۸	منبع ۹	منبع ۱۰
ANOVA p_value	0.005	0.0001	0.0004	0.006	0	0.03	0	0.0006	0.001	0.003
Ttest p_value Negative neutral	0.09	0.06	0.36	0.03	0.11	0.78	0.06	0.09	0.14	0.35
Ttest p_value Negative positive	0.06	0.01	0.004	0.23	0.0007	0.03	0.007	0.01	0.02	0.005
Ttest p_value Positive neutral	0.001	0	0.0002	0.001	0	0.02	0	0.0003	0.0005	0.0013

۳ ارائه شده است. ستونهای جدول بیانگر زمانهای متفاوت آزمون شده و سطرهای جدول بیانگر این زمانها در هر ده منبع مستقل می باشد.

برای بررسی بیشتر تفکیک پذیری در طول زمان بین سه حالت احساسی، میزان p_value در آزمون ANOVA برای بعد فراکتالی در ده منبع مستقل و زمانهای متفاوت در جدول

جدول ۳: مقادیر p_value در آزمون ANOVA برای بعد فراکتالی Katz در ده منبع مستقل برای سه حالت احساسی و در زمانهای متفاوت

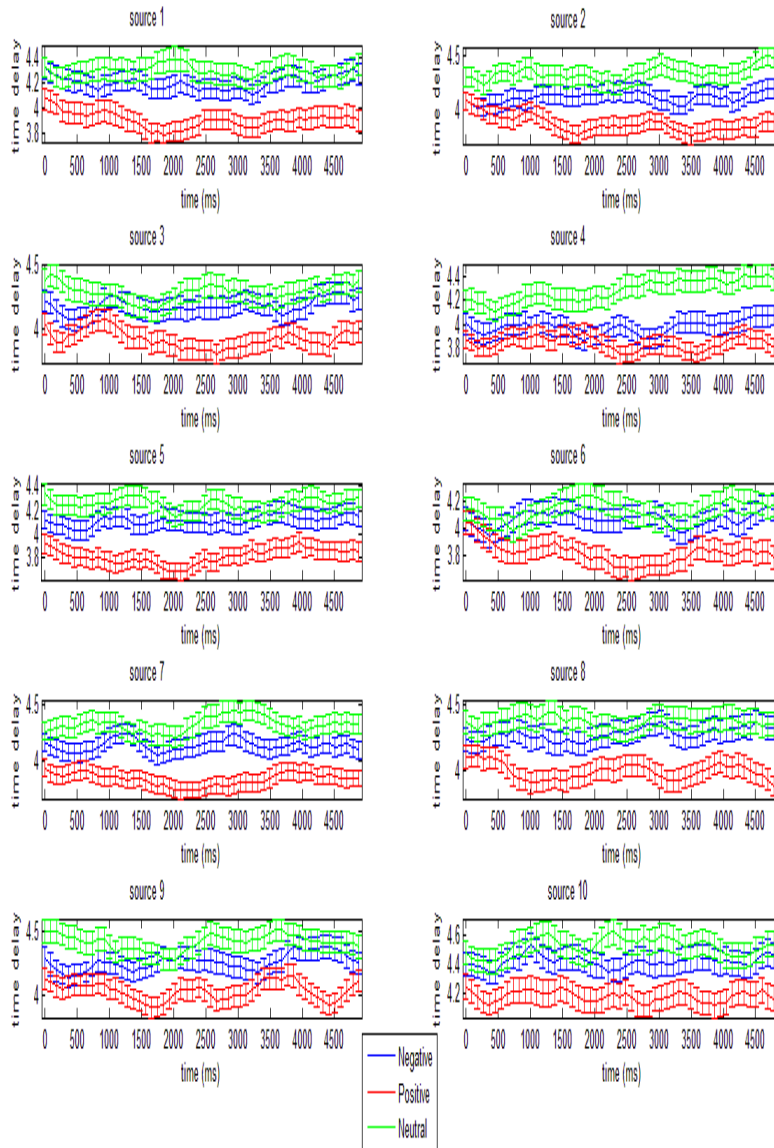
	1-2000ms	450-2450ms	900-2900ms	1350-3350ms	1800-3800ms	2200-4200ms	2550-4550	3000-5000ms
منبع ۱	0.01	0.01	0.04	0.28	0.02	0.01	0.08	0.001
منبع ۲	0	0.01	0.01	0.009	0.0009	0.001	0.0002	0.03
منبع ۳	0	0.0009	0.0002	0.005	0.01	0.02	0.051	0.09
منبع ۴	0.001	0.053	0.001	0.14	0.059	0.17	0.09	0.07
منبع ۵	0.0003	0.0009	0.0002	0	0	0	0.03	0.001
منبع ۶	0.01	0.35	0.42	0.01	0.02	0.06	0.07	0.52
منبع ۷	0.04	0.01	0.0002	0.002	0.0003	0.001	0.04	0.01
منبع ۸	0.004	0.006	0.0006	0.005	0.01	0.02	0.053	0.16
منبع ۹	0.002	0.005	0.01	0.01	0.03	0.04	0.06	0.11
منبع ۱۰	0.15	0.051	0.0004	0.04	0.01	0.08	0.36	0.16

زمان تفکیک بین سه حالت احساسی، میزان p_value در آزمون ANOVA و T جفت شده برای بعد فراکتالی Katz در

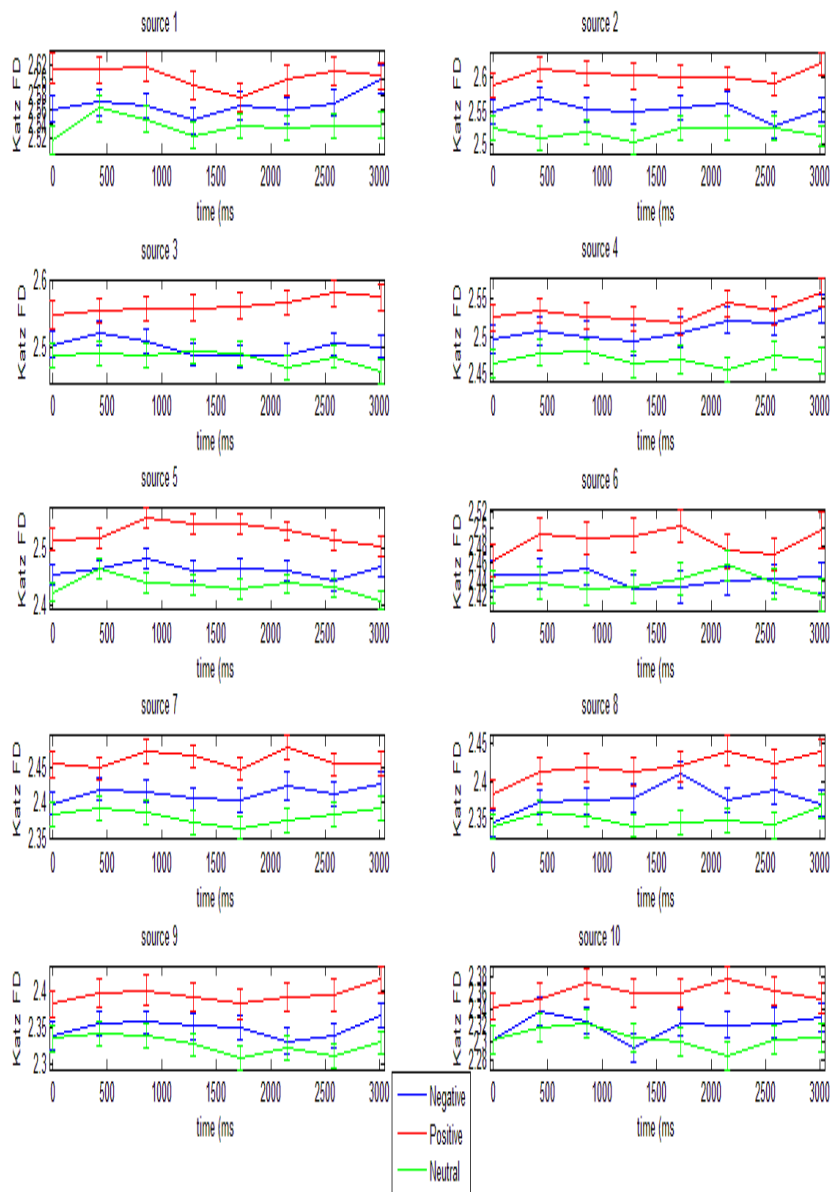
با توجه به نتایج ANOVA در جدول ۳ مشاهده می گردد که کمترین مقدار p_value در زمان ۱۸۰۰ الی ۳۸۰۰ میلی ثانیه رخ داده که برای بررسی صحت این مساله و بررسی بهترین

ده منبع مستقل در کلیه زمانها بررسی شده و نتایج زمان ۱۸۰۰ الی ۳۸۰۰ میلی ثانیه در جدول ۴ ارائه شده است. جدول ۴: مقادیر p_value در آزمون ANOVA و T جفت شده برای بعد فراکتالی Katz در ده منبع مستقل برای سه حالت احساسی و در زمان ۱۸۰۰ الی ۳۸۰۰ میلی ثانیه

شماره منبع	منبع ۱	منبع ۲	منبع ۳	منبع ۴	منبع ۵	منبع ۶	منبع ۷	منبع ۸	منبع ۹	منبع ۱۰
ANOVA p_value	0.08	0.004	0	0.008	0	0.07	0	0.001	0.007	0.001
Ttest p_value Negative_neutral	0.2	0.1	0.68	0.01	0.17	0.56	0.04	0.02	0.21	0.17
Ttest p_value Negative_positive	0.27	0.07	0.0009	0.41	0.001	0.04	0.02	0.08	0.06	0.01
Ttest p_value Positive_neutral	0.02	0.001	0.0002	0.003	0	0.11	0	0.0006	0.003	0



شکل ۲: تاخیر زمانی (اولین کمینه اطلاعات متقابل) برای ده منبع مستقل



شکل ۳: بعد فراکتال Katz

دارند که این منابع دارای رفتار آشوبگونه اند. این مطالعه نشان می دهد که میزان تعیین در منابع مختلف مغزی در احساسات متفاوت مثبت، منفی و خنثی دارای تفاوت معنی داری می باشند. این نتایج بیانگر آن است که میزان پیچیدگی و عدم قطعیت در سیگنالهای با حالت احساسی مثبت بیشتر از حالت احساسی منفی است. به عبارت دیگر میزان تعیین در

۵- بحث و نتیجه گیری

بازشناسی احساس در انسانها به عنوان موضوعی مهم در زمینه ارتباط انسان و ماشین شناخته شده است. این مطالعه، ارزیابی جدیدی بین پیچیدگی احساسات مختلف در منابع مستقل مغزی می باشد. به نظر می رسد که منابع مستقلی در مغز وجود دارند که وظیفه ای در شناسایی و تولید احساس

مراجع

- [1] Kim, M & et al. (2013). A Review on the Computational Methods for Emotional State Estimation from the Human EEG, Computational and Mathematical Methods in Medicine
- [2] Adolphs, R. (2009). The social brain: neural basis of social knowledge. *Annu Rev Psychol*, vol. 60, pp. 693-716.
- [3] Agrawal, D & et al. (2013). Electrophysiological responses to emotional prosody perception in cochlear implant users, *NeuroImage: Clinical*, pp.229-238
- [4] Zhang, Q & et al. (2010). A hierarchical positive and negative emotion understanding system based on integrated analysis of visual and brain signals, *Neurocomputing*, vol. 73, pp. 3264-3272
- [5] Chanel, Emotion assessment for affective computing based on brain and peripheral signals, PhD thesis, UNIVERSITE DE GENEVE, (2009)
- [6] Colombo, C & et al. (1999). Semantics in visual information retrieval, *IEEE Multimedia*, vol. 6(3), pp. 38-53.
- [7] Assfalg, j & et al. (2002), Semantic annotation of sports videos, *IEEE Multimedia*, vol. 9(2), pp.52-60.
- [8] Yu, C and Xu, L. An emotion-based approach to decision making and self-learning in autonomous robot control, *The Fifth World Congress on Intelligent Control and Automation*, vol.3, pp. 2386-2390.
- [9] Almedia, L.(2003). MISEP – Linear and Nonlinear ICA Based on Mutual Information, *Journal of Machine Learning Research*, vol. 4, pp. 1297-1318.
- [10] Hyvärinen, A & Oja, E. (2000). Independent Component Analysis: Algorithms and Applications, *Neural Networks*, vol. 13(4-5), pp.411-430.
- [11] Knyazev, G & et al. (2012). Extraversion and fronto-posterior EEG spectral power gradient: An independent component analysis. *Biological Psychology*, vol. 89, pp. 515- 524
- [12] Jansen B, Brandt M. (1993). Nonlinear dynamical analysis of the EEG, *World Scientific*
- [13] F. Takens. (1981). Detecting strange attractors in fluid turbulence. In D. Rand and L.-S. Young, editors, *Dynamical Systems and Turbulence*, pp 366
- [14] R. R. Cornelius, "Theoretical approaches to emotion," *Proc. Int. Speech Communication Association (ISCA) Workshop on Speech and Emotion*, Belfast, Ireland, 2000.
- [15] Comparison of fractal dimension estimation algorithms for epileptic seizure onset detection, *J. Neural Eng.* 7 (2010) 046007 (18pp)
- [16] Mandelbrot BB. *The fractal geometry of nature*. Freeman, New York, 1983
- [17] Recurrence plots for the analysis of complex systems, N. Marwan et al. / *Physics Reports* 438 (2007) 237- 329
- [18] Encounters with neighbours, N. Marwan, Dissertation, , university of POTSDOM, 2003
- [19] Abdossalehi, M & et al. (under publish). Combining Independent Component Analysis with chaotic quantifiers for the recognition of positive, negative and neutral emotions using EEG signals. *Iranian journal of science and technology*

حالت احساسی منفی بیشتر از حالت احساسی مثبت و میزان تعین در سیگنالهای با حالت احساسی خنثی بیشتر از دو حالت احساسی دیگر است که این نتیجه را می توان به این صورت تفسیر کرد که زمانی که مغز درگیر احساسات مثبت و یا منفی می شود، کمترین تعین را داریم. به عبارت دیگر پیچیدگی^۷ مغز در هنگام بروز احساسات مثبت و منفی، بیشترین مقدار خود نسبت به حالت خنثی را خواهد داشت. هرچند با توجه به نتایج جداول ۱ و ۲ دیده می شود که میزان اختلاف معنی داری بین حالت های احساسی منفی و خنثی در اکثر منابع مستقل به دست آمده دیده نمی شود، اما تفاوت معنی داری بین حالات احساسی مثبت و منفی و همچنین حالت مثبت با خنثی تقریباً در تمامی منابع دیده می شود.

همچنین بررسی در طول زمان در سه حالت احساسی مثبت، منفی و خنثی، با توجه به مقادیر $p_value < 0.05$ در جدول ۴ و در فاصله زمانی ۱۸۰۰ الی ۳۸۰۰ میلی ثانیه نشان می دهد که در حالت احساسی منفی و خنثی کمترین اختلافات معنی داری دیده شده و همچنین اکثر اختلافات معنی دار با توجه به نتایج آزمون T جفت شده در منابع با آنتروپی پایین تر علی الخصوص در منبع هفتم، رخ داده است. به عبارت دیگر بیشترین میزان تفکیک پذیری برای سه حالت احساسی در منبع هفتم رخ می دهد. در بررسی این جدول دیده می شود که حداکثر اختلافات معنی دار با توجه به مقادیر p_value برای تفکیک حالت احساسی مثبت در منبع دهم و برای تفکیک حالت احساسی منفی در منابع هفتم و هشتم رخ داده است که این نتایج کاملاً منطبق با نتایج مطالعات قبلی [۱۹] می باشد. بنابراین می توان اینگونه بیان کرد که بهترین زمان برای بررسی احساسات در زمان ۱۸۰۰ الی ۳۸۰۰ میلی ثانیه بوده که بیان می کند احساس کاملاً شناخته شده و تمایز بین سه حالت احساسی ایجاد شده است. همچنین بهترین منابع برای بازشناسی احساس، منابع مستقل با کمترین آنتروپی می باشند که بیانگر این نکته بوده که آنتروپی توانایی مرتب کردن منابع حاصل از ICA را داشته است.

⁷ Complexity

