

به کارگیری روش غیرخطی منحنی بازگشتی برای شناسایی مؤلفه‌های حافظه‌ای برمبنای تکثیت

نسیبه طالبی و علی مطیع نصرآبادی
دانشکده‌ی فنی و مهندسی دانشگاه شاهد

چکیده:

هدف از این پژوهش، به کارگیری روش پردازش غیرخطی منحنی‌های بازگشتی روی پتانسیل‌های وابسته به رخداد فرآیندهای حافظه‌ای است تا توانایی‌های این روش در شناسایی مؤلفه‌های حافظه‌ای سیگنال‌های مغزی تکثیت و ایجاد تمایز بین گروه‌های قدیم و جدید، مورد بررسی قرار گیرد. دو مؤلفه‌ی مهم حافظه‌ای FN400 و LPC است که بایستی مورد شناسایی قرار گیرد. برای این منظور منحنی‌های بازگشتی مربوط به تکثیت‌های EEG ثبت شده در حین بازیابی حافظه، محاسبه شدند. علاوه‌بر این تحلیل آنالیز کمی‌سازی بازگشت برای کمی‌سازی تغییرات در ساختار دینامیک سیگنال در حین رخداد حافظه، انجام شد. از کمی‌کننده‌های غیرخطی نظری RR, DET, ENTR, $\langle L \rangle$, Lmax, TT و Vmax و بیزگی‌هایی استخراج شده و میزان معنادار بودن تفاوت این بیزگی‌ها در دو رخداد قدیم و جدید با استفاده از آزمون‌های آماری مشخص گردید. نتایج نشان می‌دهند که منحنی‌های بازگشتی، توانایی شناسایی گذارهای سیگنال در حوالی ۴۰۰ میلی ثانیه و ۸۰۰ میلی ثانیه را، که به مؤلفه‌های حافظه‌ای مربوط دانسته شده‌اند، دارد. دامنه‌ی اندازه‌های غیرخطی این منحنی‌ها ۴۰۰ میلی ثانیه و پس از شروع تحریک افزایش می‌یابد که نشان دهنده‌ی کاهش بعد سیستم، پس از تحریک است. پس از ۸۰۰ میلی ثانیه این روند افزایش از پین‌رفته و کاهشی در تمامی اندازه‌ها به‌وقوع می‌پیوندد که می‌تواند میان افزایش بعد و پیچیدگی سیستم و بازگشت به وضعیت پایه‌اش باشد. میانگین اندازه‌های مربوط به رخداد قدیم بیشتر از رخداد جدید است. در مقایسه با روش‌های خطی، منحنی‌های بازگشتی نیاز به متوجه‌گیری ندارد و RQA حتی در تکثیت‌های EEG تمایز بین رخدادهای قدیم و جدید را نشان می‌دهد.

واژگان کلیدی: حافظه، پتانسیل‌های وابسته به رخداد، کمی‌سازی منحنی بازگشتی، تحلیل غیرخطی، تحلیل تکثیت

را از پردازش اطلاعات در مغز ارائه دهد. به عنوان مثال در بسیاری از مطالعات روی بازشناسی حافظه، از این سیگنال‌های وابسته به رخداد استفاده، نشان داده شده است که ERP‌های مربوط به قسمت‌های "قدیمی" (قسمت‌هایی که در قبل مورد مطالعه قرار گرفته‌اند) که به درستی قضاوت شده‌اند نسبت به قسمت‌های "جدید" (قسمت‌هایی که در قبل مطالعه نشده‌اند) دارای دامنه‌ی مثبت‌تری هستند، که در عرف به اثرات قدیم/ جدید مشهور هستند (فریدمن و جانسون ۲۰۰۰؛ راگ و آلن ۲۰۰۰، ژاکوبی ۱۹۹۱، ردیر و همکاران ۲۰۰۰). دو تا از این مؤلفه‌های حافظه‌ای که اغلب مشاهده می‌شوند، اثر قدیم/ جدید فرونال زودهنگام (FN400) و دیگری

۱- مقدمه

الکتروانسفالوگرام^۱ (EEG) ابزار غیرتهاجمی ارزشمندی است که برای اندازه‌گیری تغییرات مقیاس کوچک در میدان الکتریکی مغز به‌وسیله‌ی الکترودهای قرار داده شده روی سر به کار می‌رود. مزیت مهم این روش وضوح زمانی بالای آن می‌باشد، که اجازه می‌دهد تغییرات میدان الکتریکی مغز در طول زمان مورد بررسی و مطالعه قرار گیرد. الگوهای مشخصه‌ی از این تغییرات الکتریکی که با فعالیت‌های شناختی متناظر دانسته شده‌اند، پتانسیل‌های وابسته به رخداد (ERP^۲) نامیده می‌شوند و می‌توانند بینش مناسبی

^۱ Electroencephalogram

^۲ Event related potential

ماکروسکوپی توسط الکتروانسفالوگرام در جمجمه قابل اندازه‌گیری است که از یک پارچه‌سازی فضایی پتانسیل‌های پست سیناپسی نتیجه می‌شود (نونز ۱۹۱۱) و همچنان در EEG تجزیه و تحلیل این مسئله حل نشده وجود دارد که آیا EEG سری زمانی برخاسته از یک سیستم دینامیک خطی است و روش‌های آنالیز خطی برای آن مناسب‌تر است، یا این‌که از یک سیستم دینامیک غیرخطی برخاسته است و ابزار غیرخطی برای شناسایی رخدادهای معزی مناسب‌تر می‌باشد (لانگتین و همکاران ۱۹۹۲، ص ۷۷-۹۴). به کارگیری تکنیک‌های غیرخطی برای پردازش سیگنال‌های غیرخطی سابقهای طولانی دارد (برای مثال: بابلویانتز و همکاران ۱۹۸۵، ۱۹۸۶، گائز و بابلویانتز ۱۹۹۱، راپ و همکاران ۱۹۸۶، لوتزنبیرگر و همکاران ۱۹۹۲، پیچارد و دوک ۱۹۹۲، استم ۲۰۰۵). بیشتر این تلاش‌ها با محاسبه‌ی بعد همبستگی برای EEG خودبه‌خودی انجام شده است. در حالی‌که بعد همبستگی تنها برای سری‌های زمانی ایستایی، خوش تعریف است که به سیله‌ی سیستم دینامیک با بعد پایین تولید می‌شود که اطراف یک جاذب در حال حرکت می‌باشد؛ این اندازه‌ها در بررسی پتانسیل‌های وابسته به رخداد شکست می‌خورند (ساتن و همکاران ۱۹۶۵، ۱۹۸۱-۱۱۸۱)، زیرا این سیگنال‌ها در تعریف غیرایستا هستند (توان سیگنال EEG در باندهای فرکانسی مختلف متغیر با زمان است (وانگ و همکاران ۲۰۰۵)، که این غیر ایستایی با واریانس متغیر با زمان مدل می‌شود (وانگ).

یک روش جدید پردازش غیرخطی، بر مبنای منحنی‌های بازگشتی^۵ است. مزیت مهم این روش این است که می‌تواند برای سیگنال‌های غیرایستا نیز به کار برد شود. توماسون در سال ۲۰۰۱ منحنی‌های بازگشتی را بر روی سیگنال‌های معزی به منظور پیش‌گویی وقوع صرع به کار برد (توماسون و همکاران ۲۰۰۱، ص ۹۴-۱۰۱). در سال ۲۰۰۴ مروان از منحنی بازگشتی برای شناسایی گذارها در سیگنال EEG به هنگام وقوع P300 و از کمی کننده‌های غیرخطی برای شناسایی تغییرات استفاده کرد. تحقیقات او نشان داد که این کمی کننده‌ها می‌توانند وقوع مؤلفه‌ی P300 را حتی در تکثیت‌های EEG نشان دهند که در مقایسه با سیگنال زمانی، واضح بسیار بیشتری داشت. محاسبه‌ی منحنی‌های بازگشتی به شیوه‌ی نوین Order Pattern برای سیگنال‌های ERP به منظور تشخیص P300 توسط (مروان و همکارانش ۲۰۰۴، ص ۷۷۱-۷۷۶) و استفاده از همین روش برای

اثر قدیم/جدید پریتال دیرهنگام (LPC)^۱ می‌باشد. سیگنال EEG خودبه‌خودی^۲ برای ERP به منزله‌ی نویز می‌باشد و از آن جایی که دامنه‌ی مؤلفه‌های پتانسیل وابسته به رخداد در مقایسه با نویز زمینه، بسیار کوچک می‌باشد، یک روش معمول استفاده از متوسط‌گیری است؛ یعنی تعداد زیادی ثبت با یکدیگر، میانگین گرفته می‌شوند تا نرخ سیگنال به نویز (SNR) افزایش پیدا کند. در حالی‌که این روش مؤلفه‌های مورد نظر را بر جسته می‌کند، ممکن است ابزار مناسبی برای تجزیه و تحلیل نباشد؛ برای این‌که متوسط‌گیری جواب مناسبی بدهد، باید نمونه‌ها سنکرون باشند؛ اما در سیگنال‌های بیولوژیک، پس از تحریک، تأخیر مؤلفه‌ها متغیر با زمان است و با متوسط‌گیری سیگنال هموار^۳ می‌شود (کوتناس و ون‌پتن، ص ۱۴۳-۱۴۳). علاوه‌بر این، سیگنال‌های ERP با توجه به خط پایه^۴ تعریف می‌شوند. خط پایه به صورت دوره‌ای از عدم فعالیت در نظر گرفته می‌شود و به طور معمول در فاصله‌ای قبل از تحریک، متوسط سیگنال به عنوان این خط پایه محاسبه شده و از کل سیگنال کم می‌شود. درنتیجه فعالیت‌های قبل از تحریک روی سیگنال پس از تحریک اثر می‌گذارد. سیگنال‌های ERP حاصل از متوسط‌گیری تکثیت‌های EEG مشکلات دیگری نیز دارند؛ از یک طرف، چون تعداد ثبت‌های لازم برای افزایش نرخ سیگنال به نویز تاحدودی زیاد است در مواردی مثل مطالعات بالینی، مطالعه درباره کودکان یا مطالعاتی که در آن‌ها تکرار آزمایش ممکن است روی عمل کرد فرد تأثیر بگذارد، تعداد زیاد ثبت، مشکل بسیار مهمی می‌باشد. از طرف دیگر چندین ساختار فرکانس بالا که سایر فعالیت‌های مهم مغز را نشان می‌دهند، با استفاده از روش متوسط‌گیری فیلتر شده‌اند. بنابراین، مطلوب است روشنی برای تجزیه و تحلیل فعالیت وابسته به رخداد بر اساس تکثیت‌ها پیدا کنیم.

علاوه بر این، نرون‌ها به عنوان دستگاه‌های غیرخطی شناخته شده‌اند؛ زیرا هنگامی فعال می‌شوند که پتانسیل غشای آن‌ها به یک خد آستانه‌ی مشخص برسد (کاندل و شوارتز و جسل ۱۹۹۵). این غیرخطی بودن یکی از ضروریات در مدل‌سازی عصبی است که توابع فعال‌سازی سیگموئید در شبکه‌های عصبی را نتیجه می‌دهد (آمیت ۱۹۱۹). فعالیت گروه بزرگی از نرون‌ها در مقیاس

¹ Late positive component

² autonomous

³ smooth

⁴ baseline

رايانه‌های پرسرعت و دقیق، کشف پوانکاره به صورت عددی مورد استفاده قرار گرفت. در سال ۱۹۸۷، ایمن و همکارانش روش منحنی‌های بازگشتی (RP) را به منظور تجسم دیداری بازگشتها در سیستم‌های دینامیک، معرفی کردند (ایمن ۱۹۸۷، ص ۹۷۷-۹۷۳).

فرض کنید ترازکتوری $\{\vec{x}_i\}_{i=1}^N$ برای یک سیستم در فضای فاز در اختیار است. بنابراین گسترش سیستم بهوسیله‌ی مجموعه‌ای از این بردارها توصیف می‌شود، که یک ترازکتوری را در یک فضای مجازی ریاضی نشان می‌دهند. از این‌رو منحنی بازگشتی متناظر بر اساس ماتریس بازگشتی زیر تعریف می‌شود:

$$R_{i,j} = \begin{cases} 1: \vec{x}_i \approx \vec{x}_j, & i, j = 1, \dots, N \\ 0: \vec{x}_i \not\approx \vec{x}_j, & \end{cases} \quad (1)$$

که N تعداد وضعیت‌های در نظر گرفته شده و $\vec{x}_i \approx \vec{x}_j$ به معنی تساوی تا خطأ (یا شعاع) ϵ است. توجه کنید از آنجایی که سیستم‌ها اغلب به طور دقیق به وضعیتی که در قبل مشاهده کرده بودند، بازگشت نمی‌کنند، در نظر گرفتن یک همسایگی ضروری می‌باشد (البته یک استثنای در مورد سیستم‌های پریودیک وجود دارد که پس از یک دوره، بازگشت به طور دقیق به همان وضعیت قبلی است، که در این مورد هم در نظر گرفتن همسایگی مناسب مشکلی در منحنی بازگشتی ایجاد نمی‌کند). همان‌طور که گفته شد، آنالیز غیرخطی داده‌ها، براساس مطالعه‌ی فضای فاز ترازکتوری‌ها می‌باشد. فرض شود حالت سیستم در لحظه t به صورت

$$\vec{x}(t) = (x_1(t), x_2(t), \dots, x_d(t))^T \quad (2)$$

داده شده که در آن (t) بردار بازسازی شده در فضای فاز و بعد آن می‌باشد. در تنظیمات عملی، نوعاً امکان دسترسی به تمام متغیرهای حالت وجود ندارد. اغلب یک اندازه‌گیری گستته در زمان از تنها یک مشاهده در اختیار است. در این وضعیت، فضای فاز باید دوباره ساخته شود (تیکنر ۱۹۸۱، ص ۳۶۶-۳۸۱، پاکارد و همکاران ۱۹۸۰، ص ۷۱۶-۷۱۲). یک روش متداول بازسازی روش تأخیر زمانی است:

$$\hat{\vec{x}}_i = \sum_{j=1}^m u_i + (j-1)\tau \vec{e} \quad (3)$$

تشخیص مؤلفه‌ی N400 توسط (شینکل ۲۰۰۷، ص ۳۲۵-۳۱۷) نمونه‌های دیگری از کاربرد منحنی‌های بازگشتی در زمینه‌ی علوم عصبی است. نتایج تحقیقات شینکل نیز توانایی تشخیص N400 در تکثیت‌های EEG را با استفاده از منحنی‌های بازگشتی و ابزار^۱ RQA تأیید می‌کند. قشوی نیز برای بررسی حافظه اپیزودیک از فضای فاز و چگالی نرخ بازگشت استفاده نمود (قشوی و نصرآبادی ۲۰۰۷). با توجه به تلاش‌های گذشته می‌توان پیشنهاد کرد که منحنی‌های بازگشتی و آنالیز کمی سازی بازگشت، به عنوان روشی غیرخطی برای تجزیه و تحلیل سیگنال‌های EEG رخدادهای حافظه‌ای، نیز به کار گرفته شوند. در این روش علاوه بر تجسم دیداری وضعیت گذارها در سیگنال به خاطر وقوع یک تحریک خارجی (برای مثال مشاهده یک لغت قدیم یا جدید در اینجا)، اندازه‌های RQA نیز می‌توانند به عنوان کمی کننده‌ی تغییرات در ساختار دینامیک مغز در حین یک رخداد حافظه‌ای در تکثیت‌های EEG به کار برد شوند.

این مطالعه در بخش اول به معرفی منحنی‌های بازگشتی و آنالیز RQA می‌پردازد. در بخش دوم پس از معرفی دادگان، منحنی بازگشتی سیگنال‌های مغزی و کمی کننده‌های RQA برای آن‌ها محاسبه می‌گردد. سپس از روی این اندازه‌های غیرخطی تفاوت‌های سیگنال‌های مربوط به قسمت قدیم و جدید از لحاظ آماری مورد بررسی قرار گرفته است. در پایان به بحث و نتیجه‌گیری کاربرد روش معرفی شده روی سیگنال‌های EEG حافظه‌ای پرداخته خواهد شد.

۲- ابزار منحنی‌های بازگشتی برای تحلیل داده‌ها

مفهوم رسمی بازگشت‌ها توسط هنری پوانکاره در کار اصلی اش در سال ۱۸۹۰ ارائه شد (پوانکاره ۱۸۹۰، ص ۲۷۱-۱۸۹). او به هنگام صحبت در مورد مسئله‌ی محدود شده‌ی سه جسم، اشاره کرد: "در این وضعیت، صرف نظر از برخی ترازکتوری‌های مستثنی، که وقوع آن‌ها بی‌نهایت غیرمحتمل است، می‌توان نشان داد که سیستم به دفعات بسیار به نقطه‌ای بی‌نهایت نزدیک به نقطه‌ی شروع باز می‌گردد". بازگشت یک مشخصه‌ی اساسی برای بسیاری از سیستم‌های دینامیک می‌باشد. هفتاد سال بعد از پوانکاره و با ظهور

^۱ Recurrence quantification analysis

۲. قطعیت: نرخ نقاط بازگشتی که از ساختارهای قطری هستند (با طول حداقل l_{min}) نسبت به کل نقاط بازگشت برابر است با

$$DET = \frac{\sum_{l=l_{min}}^N l P(l)}{\sum_{l=1}^N l P(l)} \quad (5)$$

که بر اساس هسیتوگرام ($P(\varepsilon, l)$) مربوط به خطوط قطری به طول l نوشته می‌شود، یعنی:

$$P(\varepsilon, l) = \frac{\left(1 - R_{i-1,j-1}(\varepsilon)\right) \left(1 - R_{i+l,j+l}(\varepsilon)\right)}{\prod_{k=0}^{l-1} R_{i+k,j+k}(\varepsilon)} \quad (6)$$

برای سادگی دیگر ε را در اندازه‌های RQA نمی‌نویسند (یعنی $P(\varepsilon, l) = P(l)$)

DET به عنوان اندازه قطعیت (دترمینیسم) (یا پیش‌بینی پذیری) در مورد یک سیستم تعریف می‌شود.

۳. متوسط طول خطوط قطری

$$L = \frac{\sum_{l=l_{min}}^N l P(l)}{\sum_{l=l_{min}}^N P(l)} \quad (7)$$

متوسط زمانی است که دو قطعه تراژکتوری به یکدیگر نزدیک هستند و می‌تواند به عنوان متوسط زمان پیش‌بینی تفسیر شود.

۴. طول L_{max} به عنوان طولانی‌ترین خط قطری که در RP یافت می‌شود، یا بر عکس آن به عنوان به‌واگرایی مدد نظر قرار می‌گیرد:

$$L_{max} = \max \left(\{l_i\}_{i=1}^{N_l} \right) \quad (8)$$

respectively $DIV = \frac{1}{L_{max}}$

۵. آنتروپی: به آنتروپی شانون مربوط به احتمال $p(l) = P(l)/N_l$ برمی‌گردد که یک خط قطری به طول دقیقاً l را در RP پیدا می‌کند:

$$ENTR = - \sum_{l=l_{min}}^N p(l) \ln p(l) \quad (9)$$

ENTR پیچیدگی منحنی بازگشتی را نسبت به خطوط قطری بیان می‌کند؛ برای مثال در نویز ناهمبسته مقدار

که ε مقادیر گسسته سری زمانی، $\tilde{\varepsilon}$ بُردار واحد m بعد جاسازی و τ تأخیر زمانی است. برای آنالیز سری‌های زمانی، هر دو پارامتر جاسازی، بعد m و تأخیر τ باید به‌طور مناسب تعیین شوند. روش‌های مختلفی برای تخمین کوچک‌ترین بعد جاسازی مناسب وجود دارد؛ برای مثال الگوریتم نزدیک‌ترین همسایه اشتباہ (کانتز و شریبر ۱۹۹۷)، همچنان برای تعیین زمان تأخیر به عنوان مثال می‌توان ازتابع اطلاعات متقابل (کائو ۱۹۹۷، ص ۴۳-۵۰؛ گائز و بابلویاتز ۱۹۹۷، ص ۵۰-۴۳) استفاده کرد.

۲-۱- اندازه‌های پیچیدگی (آنالیز کمی‌سازی (RQA)) بازگشت

در منحنی‌های بازگشتی دو ساختار مقیاس کوچک عمده مشاهده می‌شود؛ اول ساختار خط قطری به طول l که به این معنی است که دو قطعه‌ی تراژکتوری به مدت l واحد زمانی در همسایگی ε از یکدیگر بوده‌اند و دوم ساختار خط قائم به طول τ که نشان دهنده‌ی این است که تراژکتوری به مدت τ واحد زمانی تغییر چندانی نکرده است. به‌منظور فراتر رفتن از بیان تصویری که به‌وسیله‌ی RP‌ها نتیجه می‌شود، چندین اندازه^۱ برای پیچیدگی، که ساختارهایی با مقیاس پایین در RP را کمی‌سازی می‌کند، در مقالات (استمن ۲۰۰۵، وبر و زیلات ۱۹۹۴، مروان و همکاران ۲۰۰۲) پیشنهاد شده‌اند و به عنوان آنالیز کمی‌ساز بازگشت RQA شناخته می‌شوند. این اندازه‌ها بر اساس چگالی نقاط بازگشتی و ساختارهای خط قطری و عمودی در RP است. یک محاسبه این اندازه‌ها در پنجره‌های کوچک (زیر ماتریس‌ها) در RP که در طول LOI^۲ حرکت می‌کند، به یک رفتار وابسته به زمان این متغیرها منجر می‌شود. برخی مطالعه‌ها بر اساس اندازه‌های RQA نشان می‌دهد که آن‌ها می‌توانند نقاط بایفورکاسیون و بهویژه گذارهای آشوب-نظم^۳ را شناسایی کنند (گرسبرگر و پروکاشیا ۱۹۸۳، ص ۳۴۶-۳۴۹). این اندازه‌ها عبارتند از:

۱. نرخ بازگشت: ساده‌ترین اندازه‌ی RQA نرخ بازگشت (RR) یا درصد بازگشت است:

$$RR(\varepsilon) = \frac{1}{N^2} \sum_{i,j=1}^N R_{i,j}(\varepsilon) \quad (4)$$

که اندازه‌ای از چگالی نقاط بازگشت در RP است.

^۱ measure

^۲ Line Of Identity ($R_{i,i} = 1 \forall i \in \mathbb{N}$)

^۳ chaos-order



۸. بیشینه‌ی طول خطوط عمودی در RP

$$V_{\max} = \max \left(\{v_i\}_{i=1}^{N_v} \right) \quad (12)$$

می‌تواند، در مقایسه با اندازه استاندارد L_{\max} ، مورد ملاحظه قرار گیرد (N_v تعداد قطعی خطوط عمودی است).

۳- دادگان و روش‌ها

دادگان مورد استفاده در این مقاله توسط آقای سیم کارن (دانشگاه کلرادو ۲۰۰۶) در حین بازشناسی حافظه ثبت شده است. سوژه‌ها ۱۲۰ لغت را مورد مطالعه قرار دادند. در حدود هفتاد دقیقه بعد، ERP‌ها به هنگام بازشناسی حافظه برای لغات قدیم و جدید، ثبت و استخراج شدند. داده‌ها مربوط به پانزده دانشجوی دانشگاه کلرادو بود (سن: میانگین ۲۱ سال؛ محدوده سنی ۱۸-۲۸ سال، ۸ زن و ۷ مرد) که تمام افراد دست راست و انگلیسی زبان بومی بودند. تحریکات شامل ۴۸ لغت انگلیسی چهار تا هفت حرکتی با تکرار اندک در لغت‌نامه (محدوده ۲-۲۵۰ بار تکرار در میلیون) بود. لغات به صورت تصادفی به چهار مجموعه ۱۲۰ کلمه‌ای تقسیم شده بود. در طول فعالیت بازشناسی حافظه EEG به صورت ۱۲۸ کاناله ثبت شدند. ولتاژهای آنالوگ تقویت شده (۰.۱-۱۰۰Hz) میان‌گذر با فرکانس ۲۵۰Hz دیجیتال شدند.

۳-۱- پیش‌پردازش

سیگنال EEG به صورت دیجیتال از یک فیلتر پایین‌گذر ۴۰Hz عبور داده شد. آزمایش‌هایی که شامل پاسخ‌های نادرست، حرکات چشمی (الکترواکلوگرام بالاتر از ۷۰µV) بودند و یا اگر مجموع کانال‌های نامناسب از ۲۰٪ کل کانال‌ها بیشتر بود (متوسط دامنه یک کانال نامناسب بیش از ۱۰۰µV یا دامنه‌گذرا آن بالاتر از ۵۰µV بود)، از آنالیز حذف شدند. EEG نسبت به مرجع ورتكس (Cz) اندازه‌گیری شد، ولی از تبدیل میانگین مراجع، به منظور کمینه‌کردن اثر فعالیت ناحیه مرجع، و تخمین دقیق توپوگرافی جمجمه میدان‌های الکتریکی اندازه‌گیری شده است. طبق متون قبلی (فریدمن و جانسون ۲۰۰۰، راگ و آلن ۲۰۰۰، ژاکوبی ۱۹۹۱، ردر و همکاران ۲۰۰۰، کوتاس و ون‌پتن و ...) مؤلفه‌ی FN400 توزیعی در ناحیه‌ی فرونتال داشته و مؤلفه‌ی LPC در ناحیه‌ی پریتال قوی‌تر دیده می‌شود. به همین دلیل ۴ ناحیه‌ی الکترودی به طور خاص برای تجزیه

آنتروپی تاحدودی کوچک است که نشان‌دهنده‌ی کم بودن آنتروپی خطوط قطری و پیچیدگی پایین منحنی بازگشتی می‌باشد.

۶. LAM (لامیناریتی) : مانند تعریف دترمینیسم، معادله

(۵)، نسبت بین نقاط بازگشتی تشکیل دهنده‌ی

ساختارهای عمودی به کل نقاط بازگشتی، می‌تواند

محاسبه شود:

$$LAM = \frac{\sum_{v=v_{\min}}^N v P(v)}{\sum_{v=1}^N v P(v)} \quad (10)$$

که در آن

$$P(v) = \sum_{i,j=1}^N (1 - R_{i,j}) (1 - R_{i,j+v}) \prod_{k=0}^{v-1} R_{i,j+k}$$

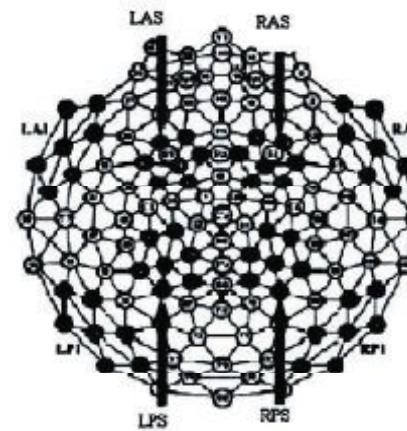
است و لامیناریتی نامیده می‌شود. محاسبه LAM برای ۷۷ هایی تحقق می‌باید که از v_{\min} بیشتر شود، تا اثر حرکت مماسی کاهش یابد. برای نگاشتها، $v_{\min} = 2$ مقدار مناسبی است. LAM وقوع وضعیت‌های لامینار در سیستم را نشان می‌دهد، بدون این‌که طول این فازهای لامینار را توصیف نماید. درصورتی که RP شامل نقاط بازگشتی منفرد بیشتری نسبت به ساختارهای عمودی باشد، LAM کاهش خواهد یافت.

متوسط طول ساختارهای عمودی با معادله (۶) داده می‌شود.

۷. زمان بهدام افتادن

$$TT = \frac{\sum_{v=v_{\min}}^N v P(v)}{\sum_{v=v_{\min}}^N P(v)} \quad (11)$$

که زمان به دام افتادن^۱ نامیده می‌شود. برای محاسبه آن، نظری حالت محاسبه LAM لازم است طول مینیمال v_{\min} در نظر گرفته شود. TT میانگین زمانی که سیستم در یک



(شکل ۱) موقعیت چهار ناحیه مورد نظر برای بررسی سیگنال‌های EEG توسط فلش‌ها نشان داده شده است. وضعیت مشخص پایدار می‌ماند و یا این‌که چه مقدار را در تله گیر خواهد کرد، نشان می‌دهد.

^۱ trapping time

خط در ناحیه‌ای که نقاط به صورت خطی قرار دارند^۱ محاسبه می‌شود. شب خط مقدار بعد همبستگی را مشخص می‌کند (هیبورن ۱۹۹۴). برای تخمین بعد فضای پوششی، بعد همبستگی برای سیگنال بهازی بُعدهای مختلف به دست آمده و سپس این مقدار بر حسب d رسم می‌شود. سپس از روی منحنی به دست آمده بُعد فضای پوششی درست در جایی که منحنی به اشباع رسیده باشد، تخمین زده می‌شود. لازم به ذکر است بُعد واقعی سیستم d از رابطه $d = 2d + 1$ قابل محاسبه است. به عنوان مثال اگر بُعد فضای پوششی برابر ۵ به دست آید، بُعد واقعی سیستم برابر ۲ می‌باشد.

یک روش دیگر نیز برای انتخاب ابعاد فضای بازسازی وجود دارد که "نژدیکترین همسایگی اشتباه" نامیده می‌شود. مفهوم ابتدایی آن به این صورت است که: اگر ابعاد خیلی کوچکی برای فضای بازسازی در نظر گرفته شود، زمانی که ترازکتوری‌های فضایی حالت به این ابعاد پایین‌تر، تصویر می‌شود، دو نقطه‌ی ترازکتوری که درواقع با هم فاصله‌ی زیادی دارند، ممکن است در این بُعد پایین‌تر در همسایگی هم قرار گیرند. همین‌طور که ابعاد فضای بازسازی بالاتر می‌رود از تعداد این نقاط همسایگی نادرست کم می‌شود تا جایی که دیگر در تعداد همسایگی‌ها تعییری دیده نمی‌شود که در این حالت ابعاد هندسی واقعی و درست جاذب سیستم تعیین می‌شود.

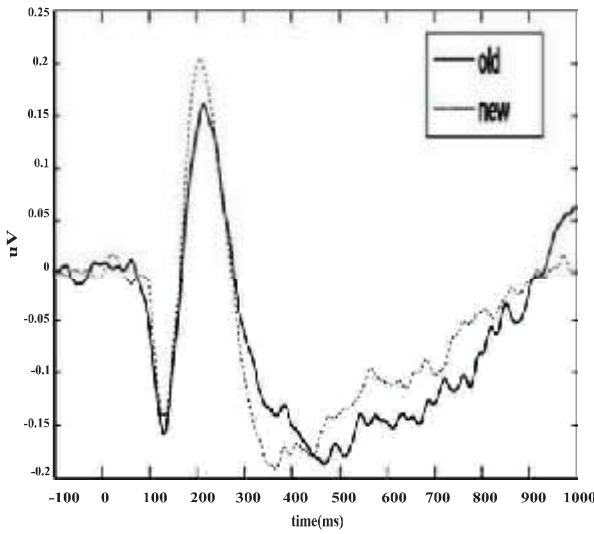
و تحلیل سیگنال‌های مغزی حاوی این مؤلفه‌ها در نظر گرفته شده است که در (شکل ۱) مشاهده می‌شود. (شکل ۲) نمونه‌ای از سیگنال EEG و سیگنال ERP متosc‌گیری شده از تمام ثبت‌های کل افراد را در ناحیه‌ی RAS نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، مؤلفه‌های حافظه‌ای در تکثیت EEG چندان مشخص نیستند.

۲-۳- تحلیل دادگان

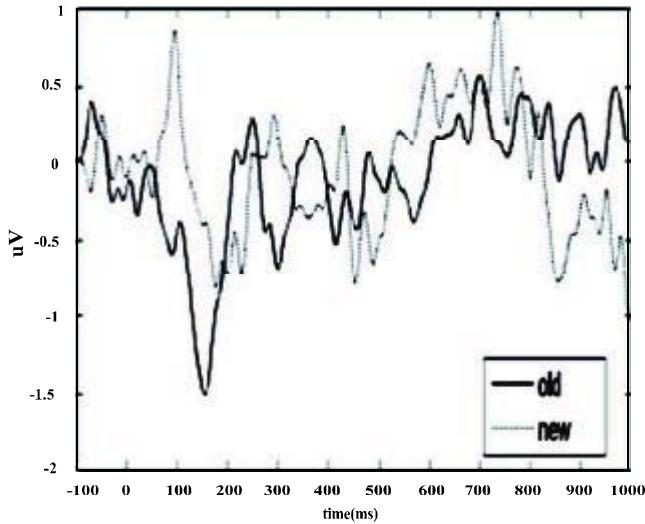
برای محاسبات آنالیز کمی‌ساز بازگشته RQA به سیگنال بازسازی شده در فضای فاز نیاز است. یکی از معمول‌ترین روش‌های بازسازی سیگنال، روش تأخیری می‌باشد؛ از روی سیگنال اولیه با زمان‌های تأخیر مناسب نمونه‌برداری کرده و سیگنال جدید در فضای فاز جاسازی می‌شود. پارامترهای تأخیر و بُعد جاسازی بسیار مهم می‌باشد. طبق پیشنهادهای گذشته، زمان تأخیر مناسب با زمان خودهمبستگی سیگنال در نظر گرفته می‌شود. برای انتخاب بُعد جاسازی مناسب، از روش بُعد همبستگی استفاده می‌شود:

$$C^{(d)}(R) = \frac{1}{N(N-1)} \sum_{i,j=1,i \neq j}^N \theta[R - |\vec{x}_i - \vec{x}_j|] \quad (13)$$

برای محاسبه بُعد همبستگی نسبت لگاریتم جمع همبستگی ($\log C^d(R)$) به $\log R$ رسم کرده و شب



-۲- ب



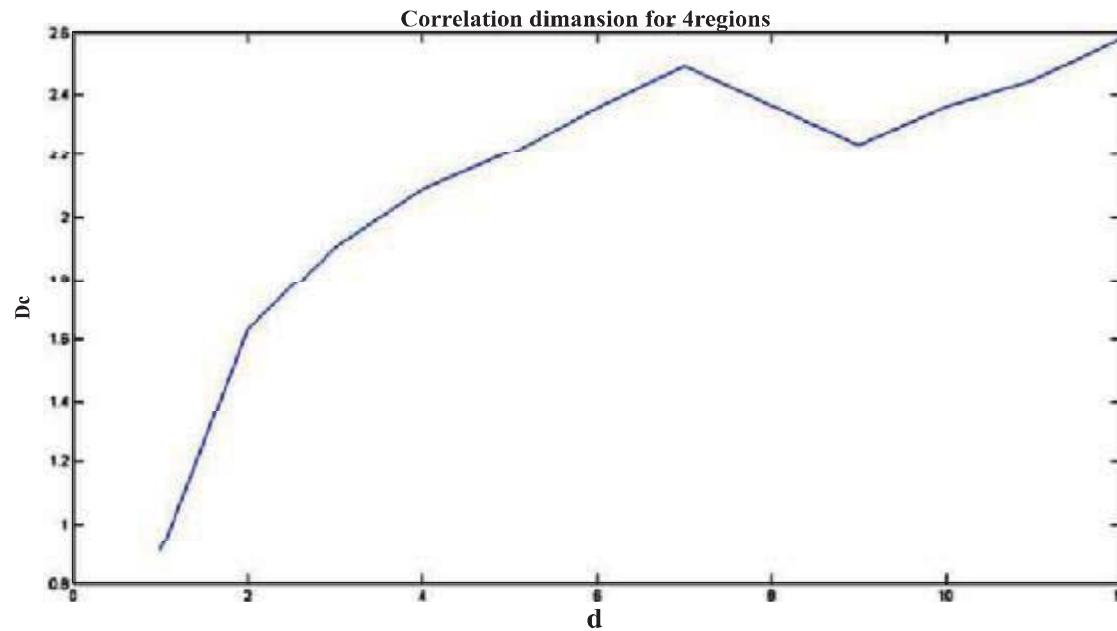
-۲- الف

(شکل ۲) شکل ۲) شکل موج یک ثانیه‌ای سیگنال ERP در ناحیه RPS، محور زمان از ۱۰۰ms پیش از تحریک شروع شده است.

-۲-الف) تک ثبت EEG. ۲-ب) سیگنال حاصل از متosc‌گیری کل ثبت‌ها

^۱ scaling region





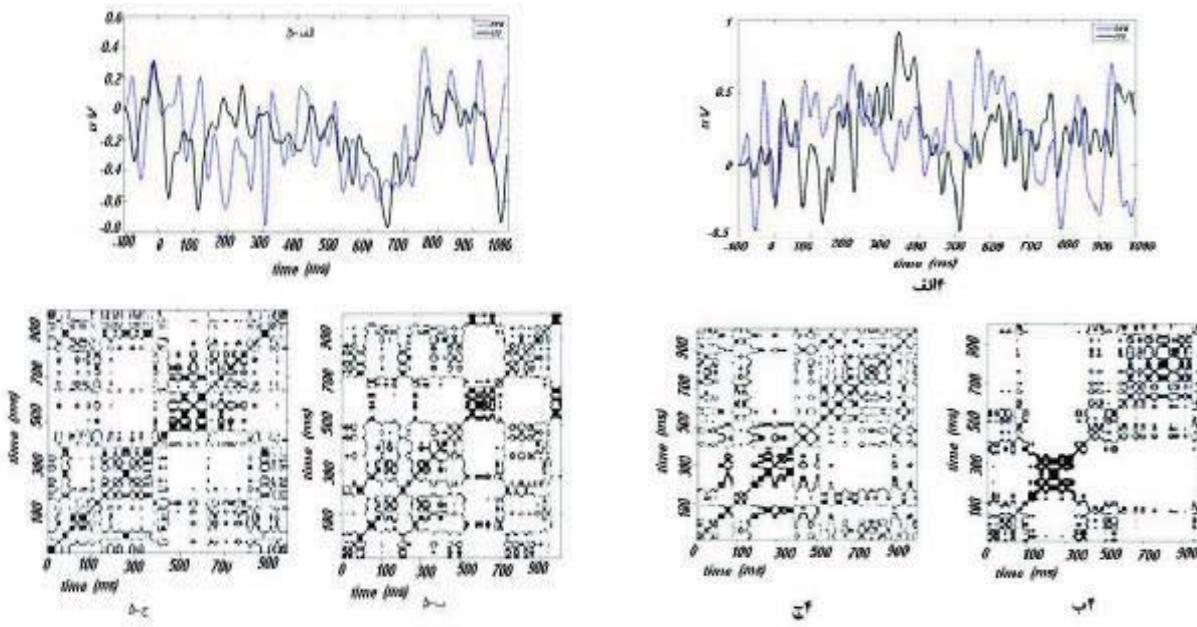
(شکل ۳) منحنی بعد همبستگی به ازای مقادیر مختلف بعد فضای پوششی برای سیگنال EEG یک ثانیه‌ای

باید به طور مناسب تعیین شوند. کمینه‌ی طول مایل و قائم چهار و پنجره‌ی تیلر دو و بازه‌ی زمانی برای پنجره‌گذاری ۲۰۰ms در نظر گرفته شد.

۴- نتایج

با توجه به توضیحات داده شده در بالا منحنی بازگشتی برای تکثیت‌های EEG محاسبه شده است. همان‌طور که در (اشکال ۴ و ۵) مشاهده می‌شود، در ناحیه‌ی فrontal (اشکال ۴- ب و ۴- ج) در بازه‌ی تقریبی ۴۰۰ میلی‌ثانیه نوار سفیدرنگی در منحنی‌های بازگشتی مشاهده می‌شود که نشان‌دهنده‌ی غیر ایستا بودن داده‌ها در اطراف FN400 است. با این وجود خوش‌های از نقاط بازگشتی درون این بازه و در زمان تقریبی ۴۰۰ میلی‌ثانیه به‌چشم می‌خورد که همبستگی سیگنال درون آن محدوده را نشان می‌دهد. این در حالی است که در سیگنال زمانی متناظر با آن تغییرات قابل ملاحظه‌ای به چشم نمی‌خورد (شکل ۴- الف). علاوه‌بر این در بازه‌ی ۹۰۰-۵۰۰ میلی‌ثانیه در ناحیه پریتال (شکل ۵- ب و ۵- ج) نیز نوار سفیدرنگ و خوش‌های نقاط مشاهده می‌شود که نشانی از ظهور مؤلفه‌ی دیرهنگام LPC، به‌طور بارز در این ناحیه مکانی و زمانی است. در این شکل نیز سیگنال زمانی متناظر با منحنی‌های بازگشتی، عدم توانایی تکثیت EEG برای مشخص کردن تغییرات را نشان می‌دهد (شکل ۵ - الف).

استفاده از روش تأخیری برای سیگنال‌های با طول زیاد مناسب می‌باشد. از آنجایی که در این مطالعه طول هر تکثیت EEG کوتاه و تنها ۲۷۵ نقطه است، بهتر دیدیم که به‌جای استفاده از روش تأخیری برای بازسازی سیگنال، پس از محاسبه، بعد جاسازی مناسب، به صورت مستقیم از خود سیگنال استفاده کنیم. در اینجا از روش نزدیک‌ترین همسایه‌ی اشتباه برای محاسبه‌ی بعد جاسازی استفاده شد و بعد مناسب چهار بدست آمد. در صورت محاسبه‌ی بعد همبستگی نیز، اشیاع تقریبی پس از بعد چهار مشاهده می‌شود (شکل ۳). برای ایجاد این بُردار چهار بُعدی در فضای فاز، از هر کدام از نواحی RPS، LAS، RAS و LPS (شکل ۱) به‌ترتیب یک الکترود گرفته می‌شود تا بُردار چهار بُعدی بازسازی شود. از روی این سیگنال بازسازی شده، کمی‌کننده‌ها یا اندازه‌های غیرخطی با استفاده از پنجره‌ی لغزان به صورت پارامترهایی وابسته به زمان محاسبه می‌شوند و ویژگی‌هایی از این سیگنال‌های جدید استخراج می‌شود. این فرآیند به تعداد الکترودهای هر ناحیه، یعنی هفت بار تکرار می‌شود. همان‌طور که در قبل اشاره شد، برای محاسبه‌ی این اندازه‌ها، پارامترهای متعددی باید به‌طور مناسب تعیین شوند. اولین و مهم‌ترین پارامتر، شعاع همسایگی ۴ می‌باشد. یکی از معمول ترین روش‌ها انتخاب شعاع همسایگی برابر ۱۰٪ بیشینه‌ی فاصله‌ی بین نقاط در پنجره‌ی زمانی مورد نظر است که در اینجا نیز مورد استفاده قرار گرفته است. علاوه‌بر این پارامترهای l_{min} و 7_{min} و اندازه‌ی پنجره‌ی تیلر (تیلر ۱۹۷۶، ص ۲۴۳۲-۲۴۴۷) نیز

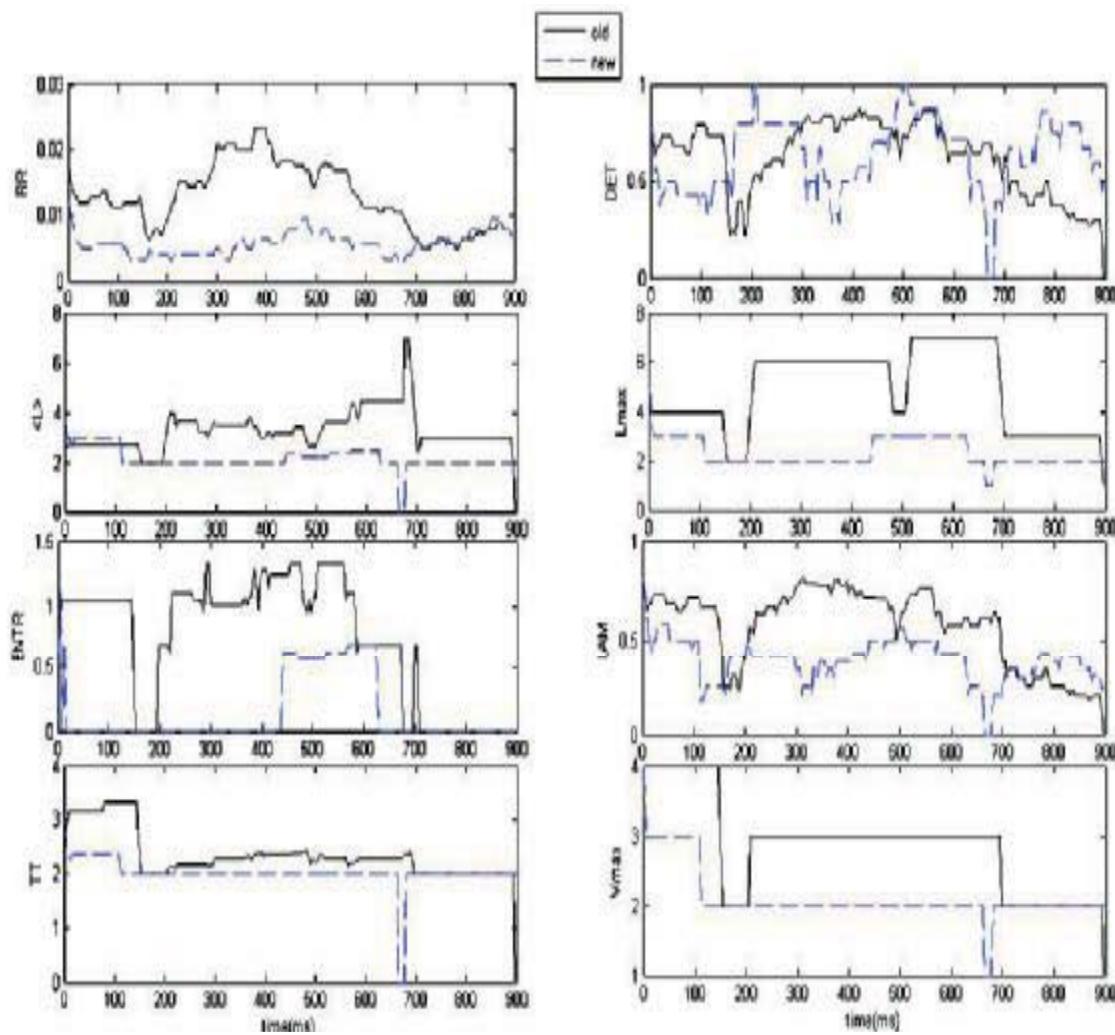


(شکل ۵) سیگنال‌های زمانی و منحنی‌های بازگشتی مربوط به تکثیت‌های EEG-۵-۵-الف) سیگنال زمانی رخداد قدیم و جدید در یک تکثیت در ناحیه‌ی پریتال (خط‌چین رخداد جدید و خط پیوسته رخداد قدیم را نشان می‌دهد؛ ۵-ب) منحنی بازگشتی رخداد قدیم، ۵-ج) منحنی بازگشتی رخداد جدید. نوار سفیدرنگ به‌واسطه‌ی غیرایستا بودن داده‌ها و خوش‌هی نقاط بازگشتی در حوالی ۵۰۰ تا ۸۰۰ میلی‌ثانیه در نواحی پریتال مشاهده می‌شود.

علاوه‌بر این نتایج نشان می‌دهند که پس از ۸۰۰ میلی‌ثانیه این روند افزایش دامنه از بین رفته و کاهشی در تمامی اندازه‌ها به‌وقوع می‌پیوندد که می‌تواند مبین افزایش بعد سیستم و بازگشت به وضعیت پایه‌اش (وانگ و همکاران ۲۰۰۵، کازما و همکاران ۲۰۰۳، مونلار و همکاران ۱۹۹۵، سامر ۱۹۹۶ و ۱۹۹۹) باشد. علاوه‌بر این در تمام اندازه‌های غیرخطی مشاهده می‌شود که دامنه‌ی سیگنال مربوط به رخداد قدیم نسبت به سیگنال رخداد جدید بیشتر است. این تفاوت‌ها می‌تواند توانایی RQA برای مشخص کردن تمایز بین رخدادهای قدیم و جدید را در تکثیت‌ها نمایان سازد، در حالی که در سیگنال اولیه EEG این تفاوت‌ها چندان آشکار نبوده و برای شناسایی تغییرات متostatگیری باید صورت گیرد (شکل ۲).

(شکل ۴) سیگنال‌های زمانی و منحنی‌های بازگشتی مربوط به تکثیت‌های EEG-۴-۴-الف) سیگنال زمانی رخداد قدیم و جدید در یک تکثیت در ناحیه‌ی فرونتال (خط چین رخداد جدید و خط پیوسته رخداد قدیم را نشان می‌دهد؛ ۴-ب) منحنی بازگشتی رخداد قدیم، ۴-ج) منحنی بازگشتی رخداد جدید. در نواحی فرونتال، نوار سفیدرنگ به‌واسطه‌ی غیرایستا بودن داده‌ها و خوش‌هی نقاط بازگشتی در حوالی ۴۰۰ میلی‌ثانیه کاملاً مشهود است.

همان‌طور که در بالا اشاره شد، آنالیز کمی‌سازی بازگشت‌ها می‌تواند تغییرات در ساختار پویا را کمی کند، که به عنوان ابزار مفیدی برای تجزیه و تحلیل سیگنال‌های EEG در حین رخدادهای مختلف مغزی می‌تواند به کار برده شود. اندازه‌هایی نظیر ENTR RR, DET, LAM, $\langle L \rangle$, L_{\max} و V_{\max} به عنوان ویژگی‌های متغیر در زمانی معرفی می‌شوند که تغییرات پویا را کمی‌سازی می‌کنند. این اندازه‌های غیرخطی برای سیگنال EEG محاسبه شدند که در (شکل ۶) نمونه‌ای از آن‌ها آورده شده است. آن‌چه به‌طور تقریبی در تمام این اندازه‌ها مشاهده می‌شود، این است که پس از اعمال تحریک تا زمان تقریبی ۴۰۰ میلی‌ثانیه دامنه‌ی اندازه‌هایی چون نرخ بازگشتی، میزان قطعیت، آنتروپی و لامیناریتی افزایش می‌یابد. توجه کنید از آن‌جایی که ما در محاسبات این اندازه‌ها از پنجره‌گذاری با اندازه‌ی 200ms استفاده نموده و نتیجه‌ی کل پنجره را در نمونه‌ی اول آن بیان کرده‌ایم، تمام زمان‌های واقعی 200ms دیرتر از زمان‌های نشان‌داده شده در نمودارهای بازگشتی است.



(شکل ۶) اندازه‌های غیرخطی برای تک ثبت‌های EEG مربوط به رخدادهای قدیم و جدید. بیشتر بودن مقادیر رخداد قدیم نسبت به جدید قابل مشاهده است. افزایش دامنه در ۴۰۰ms شروع می‌شود (به خاطر پنجره‌ی ۲۰۰ms ای که برای محاسبات در نظر گرفته شده است این افزایش تقریباً در ۲۰۰ms نشان داده می‌شود). که متناظر با مؤلفه‌ی FN400 و کاهش بعد سیستم مغز است. پس از ۸۰۰ms نیز دامنه‌ها کاهش می‌یابد که نشان دهنده‌ی بازگشت سیستم به وضعیت پایه‌اش و افزایش بعد آن می‌باشد. اندازه‌های مربوط به قسمت قدیم (خطوط پیوسته) دامنه‌ی بزرگتری نسبت به اندازه‌های قسمت جدید (خط چین) دارند.

اولین بار توسط کالاتزیس برای تشخیص افسردگی از روی سیگنال‌های مغزی مورد استفاده قرار گرفتند (کالاتزیس ۲۰۰۴، ص ۲۲–۱۱). قشوئی (۱۳۸۵) و رضانیا (۱۳۸۶) از این ویژگی‌ها برای بررسی سیگنال مغزی در حافظه‌ی اپیزودیک استفاده کردند. این ویژگی‌ها عبارتند از: بیشینه (کمینه) دامنه‌ی دامنه‌ی سیگنال (AMP); نسبت بیشینه (کمینه) دامنه‌ی به زمان وقوع آن (LAR); سطح زیرناحیه منفی (NAR); حاصل جمع سطح ناحیه منفی و مثبت (TAR); متوسط قدر مطلق شیب سیگنال (AASS); پیک تا پیک (PP); شیب پیک تا پیک (PPS); چگالی عبور از صفر (ZCD); تعداد دفعات تغییر علامت شیب

۱-۴- آنالیز آماری

همان‌طور که در قبل گفته شد، اندازه‌های RQA برای هر کدام از هفت الکترود واقع در چهار ناحیه LAS, RAS, RPS و LPS محاسبه شدند. برای تمام افراد و تمام ثبت‌ها، نتایج حاصل از هفت الکترود متوضط‌گیری شده و محاسبات بعدی روی این میانگین‌ها انجام گرفت. این متوسط‌گیری نتایج آماری را اندکی بهبود می‌بخشد. به منظور مقایسه سیگنال‌های رخدادهای قدیم و جدید از روی اندازه‌های ENTR, RR, DET, LAM, $\langle L \rangle$, L_{\max} و V_{\max} تعدادی ویژگی استخراج شدند که مشخص کننده‌ی رفتار سیگنال می‌باشند. این ویژگی‌ها

گرفته شد، که میانگین ویژگی های مربوط به رخدادهای قدیم، بیشتر از جدید است. با این فرض، نسبت به فرض مساوی گرفتن میانگین ها یا بیشتر بودن میانگین رخدادهای جدید از قدیم، مقادیر p-value کمتری به دست آمد. این نتیجه با آنچه ما به طور مستقیم از روی منحنی های اندازه های غیرخطی، نتیجه گرفته بودیم هم خوانی دارد. همان طور که مشاهده می شود، حتی در تکثیت های EEG

(جدول ۱) مقادیر p-value ویژگی های استخراج شده از روی اندازه های غیرخطی. مقادیر کمتر از ۰.۰۵ مشخص شده اند. همان طور که مشاهده می شود اندازه های TT, DET, LAM, <L> و LAM, DET, LAM, <L> بیشترین ویژگی های متفاوت بین دو گروه قدیم و جدید را دارند. این اندازه ها به ترتیب گذارهای آشوب - آشوب و آشوب - نظم را نشان می دهند.

اندازه غیرخطی ویژگی زمانی	RR	DET	<L>	Lmax	ENTR	LAM	TT	Vmax
AMP	0.9117	0.1177	0.2679	0.6377	0.8034	0.0471	0.3572	0.8443
LAR	0.0065	0.0141	0.0133	0.0127	0.4265	0.1197	0.0162	0.0145
NAR	0.8527	0.0109	0.0135	0.4461	0.8076	0.002	0.0128	0.4351
TAR	0.8223	0.0112	0.0125	0.3923	0.775	0.0021	0.013	0.4179
AASS	0.0099	0.0076	0.0013	0.01	0.0085	0.0011	0.0007	0.0004
PP	0.1343	0.7996	0.2454	0.1157	0.0497	0.9648	0.569	0.0756
PPS	0.0878	0.0156	0.0083	0.0236	0.2382	0.0565	0.0178	0.02
ZCD	0.0477	0.0203	0.0148	0.0333	0.1063	0.0703	0.0282	0.0317
SSA	0	0.0007	0.0073	0.001	0.0349	0	0.0036	0.0002
Mean(300-500ms)	0.7097	0.009	0.0063	0.2776	0.7139	0.0018	0.0064	0.3095

(جدول ۲) مقادیر p-value ویژگی های استخراج شده از روی تک ثبت EEG. مقادار کمتر از ۰.۰۵ مشخص شده است. همان طور که مشاهده می شود، تنها یک ویژگی دارای تمایز معنادار است و سایر مقادیر p بسیار بزرگ است

AMP	LAR	NAR	TAR	AASS	PP	PPS	ZCD	SSA	Mean(300-500ms)
0.9996	0.9076	0.9997	0.9998	0	0.0745	0.325	0.4466	1	1

در دو نقطه هی مجاور (SSA)، به این ویژگی ها میانگین در بازه هی ۳۰۰ تا ۵۰۰ میلی ثانیه نیز اضافه شد.

سپس میزان معنادار بودن تفاوت های ویژگی ها برای رخدادهای قدیم و جدید با آزمون آماری t-test و فاصله ای اطمینان ۹۵٪ مورد بررسی قرار گرفت. (جدول ۱) مقادیر p-value آزمون را برای هر کدام از ویژگی ها در تمام اندازه ها نشان می دهد. خاطر نشان می شود، در آزمون، فرض بر این



(اشکال ۴ و ۵) که برای نواحی فرونتال در بازه ۳۰۰-۵۰۰ میلی‌ثانیه (شکل ۴) و برای ناحیه‌ی پریتال در ۵۰۰-۸۰۰ میلی‌ثانیه (شکل ۵) واضح بیشتری دارد و مؤید مؤلفه‌های LPC و FN400 در نواحی زمانی و مکانی متفاوت در مغز می‌باشد. این نتایج با یافته‌های قبل در مورد توانایی شناسایی گذارها به هنگام وقوع مؤلفه‌های ERP هم‌خوانی دارد (مروان و مینکه، ۲۰۰۴، شینکل ۲۰۰۷). اندازه‌های RQA به عنوان کمی کنندگی تغییرات دینامیک سیستم می‌توانند به شناسایی بهتر رخدادهای حافظه‌ای کمک کنند. به جای استفاده از ERP‌های متوسط‌گیری شده، این اندازه‌ها از روی تکثیت‌های EEG محاسبه می‌شوند. همان‌طور که در (بخش ۲) توضیح داده شد، هرچه از میزان پیچیدگی و بعد سیستم کاسته شود، دامنه‌ی این اندازه‌ها بیشتر می‌شود. درنتیجه افزایش دامنه‌ی اندازه‌ها در بازه‌ی زمانی گفته شده می‌تواند نشان‌گر روند کاهش بعد سیستم، پس از تحريك باشد (وانگ و همکاران ۲۰۰۵، مونلار و همکاران ۱۹۹۵، سامر ۱۹۹۶ و ۱۹۹۹). درنتیجه اندازه‌هایی چون نرخ بازگشتی، میزان قطعیت، آنتروپی و لامیناریتی افزایش می‌یابد. علاوه‌بر این، کاهش دامنه‌ی اندازه‌های غیرخطی پس از ۸۰۰ میلی‌ثانیه می‌تواند میان افزایش بُعد سیستم و بازگشت به وضعیت پایه‌اش (کازما و همکاران ۲۰۰۳، ص ۱۱۹-۱۲۶) باشد. علاوه‌بر این میانگین اندازه‌های مربوط به رخداد قدیم بیشتر از رخداد جدید می‌باشد (شکل ۶). می‌توان چنین پیشنهاد کرد که هنگام فراخوانی یک قسمت قدیم از حافظه، مقداری از بعد و پیچیدگی سیستم کم شده و بعد سیستم نسبت به حالتی که قسمت جدید می‌باشد، کمتر است. طبق بررسی‌های آماری که در (جدول ۱) مشاهده می‌شود، با استفاده از ابزار RQA، حتی در تکثیت‌های EEG نیز تفاوت‌های معناداری در ویژگی‌های قدیم و جدید وجود دارد؛ درحالی‌که طبق مقادیر (جدول ۲)، آزمون آماری برای ویژگی‌های استخراج شده از سیگنال زمانی EEG تکثیت، تنها ویژگی با تفاوت معنادار AASS (متوسط قدرمطلق شب سیگنال) می‌باشد که نسبت به نتایج آماری اندازه‌های RQA نتیجه‌ی مناسبی نیست. این تفاوت توانایی RQA برای ایجاد تمایز بین قسمت‌های قدیم و جدید در تکثیت‌های EEG را نشان می‌دهد. با این وجود علاوه بر استفاده از منحنی‌های بازگشتی و RQA به عنوان ابزار صرفاً تشخیصی، تلاش‌های

نیز تفاوت‌های معناداری در ویژگی‌های قدیم و جدید وجود دارد. بهترین اندازه‌های غیرخطی برای تفکیک رخدادهای قدیم و جدید LAM, TT و DET, <L> هستند که دارای بیشترین ویژگی با تفاوت معنادار بین دو گروه می‌باشد. این اندازه‌ها که به ترتیب بر پایه‌ی ساختارهای گذارهای و عمودی ساخته می‌شوند، نشان‌دهنده‌ی گذارهای آشوب-نظم (ترولا و همکاران ۱۹۹۶، ص ۲۶۰-۲۵۵) و آشوب-آشوب (مروان و همکاران ۲۰۰۲) می‌باشند. علاوه‌بر این، به منظور مقایسه‌ی توانایی اندازه‌های غیرخطی و سیگنال زمانی اولیه EEG در تشخیص تفاوت بین قسمت‌های قدیم و جدید، ویژگی‌های ذکر شده در بالا (AMP, LAR, NAR, TAR, AASS, PP, PPS, ZCD) (یعنی SSA) برای سیگنال زمانی EEG تکثیت محاسبه شد. در این حالت نیز آزمون آماری t-test با همان فاصله‌ی اطمینان ۹۵٪ و فرض بیشتر بودن میانگین ویژگی‌های قدیم از جدید، روی کل ثبت‌ها و برای تمام افراد انجام شد. مقادیر p-value در این آزمون، به جزء برای AASS، بسیار بزرگ بودند که نشان می‌دهد برای EEG در حالت تکثیت، این ویژگی‌ها نمی‌توانند برای شناسایی تفاوت‌های بین رخدادهای قدیم و جدید به کار بردند. (جدول ۲).

۵- بحث و نتیجه گیری

منحنی بازگشتی یک روش جدید پردازشی است. مزیت مهم این روش این است که می‌تواند برای سیگنال‌های غیرایستا نیز به کار برد شود. منحنی‌های بازگشتی به عنوان EEG ابزاری غیرخطی برای تجزیه و تحلیل سیگنال‌های نیز می‌توانند به کار گرفته شوند. در این روش علاوه‌بر تجسم دیداری وضعیت گذارها در سیگنال به واسطه وقوع یک تحريك خارجی (برای مثال مشاهده یک لغت قدیم یا جدید در اینجا)، اندازه‌های RQA نیز می‌توانند به عنوان کمی کنندگی تغییرات در ساختار دینامیک مغز در حین یک رخداد حافظه‌ای در تکثیت‌های EEG به کار بردند. در این مطالعه ما از روش گفته شده برای شناسایی مؤلفه‌های مرتبط با فرآیند حافظه و هم‌چنین تفاوت‌های سیگنال EEG در دو گروه قدیم و جدید استفاده کردند. در منحنی بازگشتی نوارهای سفیدرنگ مربوط به گذارهای در ساختار دینامیک و خوش‌های نقاط بازگشتی متناظر با همبستگی داده‌ها درون این نوارها، به چشم می‌خورد.

International Conference of the IEEE EMBS,
Lyon, France

Grassberger P, Procaccia I. Characterization of strange attractors. 1983, Phys. Rev. Lett, Vol. 50, pp. 346–349.

Hilborn R.C, Chaos and Nonlinear dynamics: An Introduction for Scientists and Engineers, 1994,Oxford Univ. Press,Oxford New York

Jacoby L.L. A process dissociation framework: separating automatic from intentional uses of memory. 1991, J Mem Lang , Vol. 30, pp. 513–541.

Kalatzis I, Piliouras N, Ventouras E, Papageorgiou C.C, Rabavilas A.D, and Cavouras D , Design and implementation of an SVM-based computer classification system for discriminating depressive patients from healthy controls using the P600 component of ERP signals: 2004, Computer Methods and Programs in Biomedicine, Vol. 75, pp 11-22.

Kandel E. R, Schwartz J. H & Jessel T. M. Essentials of Neural Science and Behavior , 1995, Appleton & Lange, East Norwalk, Connecticut.

Kantz H, Schreiber T. Nonlinear Time Series Analysis. 1997, Cambridge : University Press.

Kozma R, Freeman W.J, Erdi P. The KIV model—nonlinear spatio-temporal dynamics of the primordial vertebrate forebrain. 2003, Neurocomputing, Vols. 52–54, pp. 819 – 826.

Kutas M, Van Petten C , Psycholinguistics electrified: eventrelated potential investigations. In: Gensbacher MA (eds), Handbook of psycholinguistics. Academic Press, San Diego, CA, pp 83–143

Longtin A, Galdrikian B, & Farmer B ,Theiler J, Eubank S. Testing for nonlinearity in time series: The method of surrogate data., 1992, Physica D, Vol. 58, pp. 77-94.

Lutzenberger W, Elbert T, Birbaumer N, Ray W. J, & Schupp H. The scalp distribution of the fractal dimension of the EEG and its variation with mental tasks, 1992, Brain Topogr. Vol 5, pp. 27-33.

Marwan N, Meinke A. [ed.] Bifur J . Extended recurrence plot analysis and its application to ERP data. 2004,Chaos Cogn, Int. Complex Brain Dynam. Vol. 14, pp. 761–771.

Marwan N, Wessel N, Meyerfeldt U, Schirdewan A, Kurths J. Recurrence plot based measures of complexity and its application to heart rate variability data. (2), 2002, Phys. Rev E, Vol. 66.

Molnar M, Skinner JE, Csepe V, Winkler I, Karmos G. Correlation dimension changes accompanying the occurrence of the mismatch

بیشتری به منظور یافتن کاربردهای بیشتری این روش در تفسیر فرآیندهای شناختی مغز مورد نیاز است.

۶- تقدیر و تشکر

نویسندها مقاله مراتب تشکر و قدردانی خود را از آقای Jacoby L.L. A process dissociation framework: separating automatic from intentional uses of memory. 1991, J Mem Lang , Vol. 30, pp. 513–541. Tim Curran دادن دادگان این تحقیق ابراز می دارند.

۷- مراجع:

رضانیا ساجده. کمی‌سازی پتانسیل‌های واپسی به رخداد (ERP) در فرآیند حافظه‌ی اپیزودیک بر پایه‌ی ویژگی‌های زمان-فرکانس جدید، ۱۳۸۶، تهران: دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، پایان‌نامه‌ی کارشناسی ارشد.

فشنونی مجید. کمی‌سازی سیگنال مغزی در طی فرآیند حافظه‌ی اپیزودیک، ۱۳۸۵، مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، پایان‌نامه‌ی کارشناسی ارشد.

Amit D. J. Modeling Brain Function. The World of Attractor Neural Networks , 1989,Cambridge University Press, Cambridge.

Babloyantz A, Salazar J. M, & Nicolis C. Evidence of chaotic dynamics of brain activity during the sleep cycle, 1985, Phys. Lett. A111, 152-156

Cao L. Practical method for determining the minimum embedding dimension of a scalar time series. 1997, Physica D, Vols. 110 (1–2), pp. 43–50.

Eckmann J.P, Kamphorst S.O, Ruelle D. Recurrence plots of dynamical systems. 1987, Europhys, Vol. 5, pp. 973–977.

Friedman D, Johnson Jr R. Event-related potential (ERP) studies of memory encoding and retrieval: a selective review. : Microsc Res Tech, 2000, Vol. 51, pp. 6–28.

Gallez D, & Babloyantz A. Predictability of human EEG: A dynamical approach, 1991, Biol. Cybern. 64, 381-391

Ghoshuni M, Nasrabadi A.M , Khalilzadeh M.A, and Hashemi M.R. Phase space analysis of Event Related Potential during episodic memory retrieval, 2007, Proceedings of the 29th Annual

فصلنامه
پژوهیزی





نسیبه طالبی در سال ۱۳۸۴ در رشته مهندسی پزشکی از دانشگاه اصفهان فارغ التحصیل شد. سپس در سال ۸۸ دوره کارشناسی ارشد خود را در رشته بیوالکتریک از دانشگاه شاهد به پایان رسانید. زمینه فعالیت وی پردازش سیگنال های مغزی، بهویژه در رخدادهای حافظه ای است. تا کنون مقالاتی از ایشان در این زمینه در همایش های داخلی و خارجی به چاپ رسیده است. نشانی رایانامک ایشان عبارت است از:

Nasibeh.talebi@gmail.com



علی مطیع نصرآبادی مدرک کارشناسی خود را در رشته مهندسی برق- الکترونیک در سال ۱۳۷۳ از دانشگاه صنعتی امیرکبیر، و مدرک کارشناسی ارشد در رشته مهندسی برق- مهندسی پزشکی را در سال ۱۳۷۷ از همان دانشگاه اخذ نمود. وی در سال ۱۳۸۲ دکترای خود را در رشته مهندسی پزشکی- بیوالکتریک از دانشگاه صنعتی امیرکبیر دریافت نمود و هم‌اکنون عضو هیئت علمی دانشکده دارد.

سال ۱۳۸۸ شماره ۲ پیاپی ۱۲

Systems and Turbulence. Berlin : Springer, Lecture Notes in Mathematics, Vol. 898, pp. 366–381.

Theiler J. Spurious dimension from correlation algorithms applied to limited time-series data, 1986, Phys. Rev. A vol 34, pp 2427–2432

Thomasson N, Hoeppner T.J, Webber C.L, Zbilut J.P. Recurrence quantification in epileptic EEG, 2001, Phys. Lett. A Vol. 279 (1–2) .pp. 94–101

Trulla L.L, Giuliani A, Zbilut J.P, Webber Jr C.L, Recurrence quantification analysis of the logistic equation with transients. 1996, Phys Lett A 223(4):255–260

Webber Jr C.L, Zbilut J.P. Dynamical assessment of physiological systems and states using recurrence plot strategies. 1994, s.l. : J. Appl. Physiol, Vol. 76, pp. 956–973.

Wong K.F.K, Galka A, Yamashita O, Ozaki T. Modelling non-stationary variance in EEG time series by state space GARCH model, 2005, Computers in Biology and Medicine

Wong K.F.K. Modelling non-stationary variance in EEG time series by state space GARCH model

negativity and the P3 event-related potential component. Electroenceph Clin Neurophysiol 1995;95:118–26.

Nunez P. L. Electric Fields of the Brain, 1981, Oxford University Press, NY.

Packard N.H, Crutchfield J.P, Farmer J.D, Shaw R.S. Geometry from a time series. 1980, Phys. Rev. Lett, Vol. 45, pp. 712–716.

Poincaré H. s.l. Sur la probleme des trois corps et les équations de la dynamique. : Acta Mathematica, 1890, Vol. 13, pp. 1–271.

Pritchard W. S, & Duke D.W. Dimensional analysis of no-task human EEG using the rassberger-Procaccia method, 1992, Psychophysiol. Vol 29, pp. 182–191

Rapp P. E, Zimmerman I. D, Albano A. M, deGuzman G. C, Greenbaum N. N, & Bashore T. R. Experimental studies of chaotic neural behavior: Cellular activity and electroencephalographic signals, 1986, in Nonlinear Oscillations in Biology and Chemistry, ed. Othmer, H. G., Lecture Notes in Biomathematics, Vol. 66 (Springer, Berlin), pp. 175–205.

Reder L.M, Nhuyvanisvong A, Schunn C.D, Ayers M.S, Angstadt P, Hiraki K. A mechanistic account of the mirror effect for word frequency: a computational model of remember-know judgments in a continuous recognition paradigm. 2000, Exp Psychol Learn Mem Cogn, Vol. 26, pp. 294 –320.

Rugg M.D, Allan K. Memory retrieval: an electrophysiological perspective. The new cognitive neurosciences. 2nd edition. Cambridge : MIT Press, 2000. pp. 805–16.

Sammer G. Working memory load and EEG-dynamics as revealed by point correlation dimension analysis. Int J Psychophysiol 1999;34:89–101.

Sammer G. Working-memory load and dimensional complexity of the EEG. Int J Psychophysiol 1996;24:173–82.

Schinkel S , Marwan N, Kurths J. Order patterns recurrence plots in the analysis of ERP data. 2007, Cogn Neurodyn . Vol 1., pp. 317–325.

Stam C.J. Nonlinear dynamical analysis of EEG and MEG:Review of an emerging field, 2005, Clinical Neurophysiology, Vol. 116, pp. 2266–2301

Sutton S, Braren M, Zubin J, & John E. R. Evoked potential correlates of stimulus uncertainty. 1965, Science, Vol. 150, pp. 1187–1188.

Takens F. Detecting strange attractors in turbulence, 1981, In: D. Rand, L.-S.Young (Eds.), Dynamical

فی-مهندسی دانشگاه شاهد می‌باشد. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه ایشان پردازش سیگنال‌های EEG، ERP در حالات ذهنی و BCI، فشرده‌سازی سیگنال‌های حیاتی، پردازش آشوب‌گونه و زمان-فرکانس سیگنال‌های حیاتی، شبکه‌های عصبی مصنوعی، الگوریتم ژنتیک، شناسایی الگو، مدل‌سازی سیستم‌های بیولوژیکی و تقویت‌کننده‌های سیگنال‌های حیاتی می‌باشد.

نشانی رایانمک ایشان عبارت است از:

nasrabadi@shahed.ac.ir

دوفنی
دوفنی

سال ۱۳۸۸ شماره ۲ پیاپی ۱۲

