

فصلنامه علمی پژوهشی بیهوشی و درد، دوره ۸، شماره ۲، زمستان ۱۳۹۶

## استخراج دینامیک سیگنال مغزی در حالت‌های مختلف بیهوشی به کمک تحلیل طرح پوآنکاره



سیدعابد حسینی<sup>\*۱</sup>

۱- مرکز تحقیقات مهندسی پزشکی، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران.

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۸/۲۷

تاریخ بازبینی: ۱۳۹۶/۸/۲۳

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۸/۱۳

### چکیده

**زمینه و هدف:** طرح پوآنکاره، طول و عرض آن به‌عنوان معیاری از تغییرات کوتاه‌مدت سیگنال مغزی (EEG) شناخته می‌شود. این پژوهش به ارزیابی اثر تأخیر بر تغییرات عرض طرح پوآنکاره در سیگنال مغزی در حالت‌های مختلف بیهوشی می‌پردازد. **مواد و روش‌ها:** طرح‌های پوآنکاره با تأخیرهای یک تا شش در سه مجموعه داده در حالت‌های بیداری، بیهوشی سبک و بیهوشی عمومی رسم شده است و برای هر داده عرض طرح پوآنکاره به کمک مشخصه‌های SD1 و SD2 محاسبه شده است. **یافته‌ها:** نتایج نشان می‌دهد در هنگام بیهوشی عمومی عرض طرح‌های پوآنکاره با افزایش تأخیر زیاد می‌شود. در هنگام بیهوشی عرض طرح پوآنکاره با اعمال تأخیر واحد  $1/2 \pm 1/8$  و با تأخیر شش  $15/9 \pm 0/8$  حاصل شده است. همچنین در هنگام بیهوشی پوآنکاره به مقادیر پایین‌تر شیف‌ت می‌یابد. همچنین نشان داده شد در حالت بیهوشی عمومی با افزایش تأخیر، نرخ افزایش SD1 نسبت به حالت‌های قبلی نظیر بیهوشی سبک و بیداری بالاتر است. **نتیجه‌گیری:** سادگی محاسبه عرض طرح پوآنکاره و انطباق آن با ماهیت آشوبناک سیگنال‌های حیاتی می‌تواند در ارزیابی سیگنال مغزی در حالت‌های مختلف بیهوشی مفید باشد. **واژه‌های کلیدی:** بازنمایی فضای فاز، سیگنال مغزی، طرح پوآنکاره، بیهوشی

### مقدمه

پیش‌بینی از دست دادن هوشیاری مانند شاخص دو طیفی (BIS)، پتانسیل برانگیخته‌شنوایی (AEP)، شاخص وضعیت قشر مغز (CSI) و آنتروپی طیفی ارائه شده است<sup>(۸)</sup>. باین‌حال، سیستم‌های کنترل بیهوشی گاهی اوقات در جلوگیری از بیداری بیمار در هنگام جراحی کافی را ندارند<sup>(۸) - (۱۰)</sup>. یکی از دلایل احتمالی نقص آن‌ها، تأخیر

اگرچه بسیاری از دستگاه‌ها برای نظارت بر بیهوشی عمومی مورد استفاده قرار گرفته‌اند، همچنان روش ایده‌آل برای جلوگیری از بیداری در هنگام جراحی و تخمین عمق مناسب بیهوشی پیدا نشده است<sup>(۱) - (۷)</sup>. تاکنون نمایشگرهای مختلف بیهوشی مبتنی بر الکتروانسفالوگرام (EEG) برای

نویسنده مسئول: سیدعابد حسینی، استادیار دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد

پست الکترونیک: Hosseyni@mshdiau.ac.ir

وابسته به بیهوشی را تعیین کند. باین حال، کاربرد بالینی طرح پوآنکاره برای تجزیه و تحلیل سیگنال EEG محدود شده است<sup>(۱۴)، (۱۶)، (۱۷)</sup>.

دوبل و همکارانش در سال ۲۰۰۸ یک الگوی یکنواخت و غیرتصادفی در طرح پوآنکاره را برای بیماران مبتلا به آنسفالیت در مقایسه با سیگنال EEG افراد طبیعی نشان دادند<sup>(۱۴)</sup>. در این پژوهش کاهش پیچیدگی سیگنال‌های EEG در مرحله ۴ خواب در مقایسه با مرحله ۲ نیز گزارش شده است. تا به امروز رویکرد مبتنی بر فضای حالت برای تجزیه و تحلیل سیگنال EEG در حالت‌های مختلف بیهوشی محدود است. بنابراین اطلاعات کمی در مورد طرح‌های پوآنکاره سیگنال EEG در بیماران تحت سطوح مختلف بیهوشی وجود دارد<sup>(۸)</sup>.

شولز و همکارانش در سال ۲۰۱۷ به بررسی روش‌های پیچیدگی برجسته دینامیک‌های غیرخطی نظیر دینامیک نمادین، تجزیه و تحلیل پوآنکاره و آنتروپی فشرده در سری زمانی حیاتی پرداختند<sup>(۱۸)</sup>. هایاشی و همکارانش در سال ۲۰۱۵ به بررسی مقایسه‌ای از تجزیه و تحلیل پوآنکاره با استفاده از سیگنال‌های EEG کوتاه در هنگام بیهوشی با فرکانس لبه طیفی ۹۵ (SEF95) و شاخص BIS پرداختند<sup>(۱)</sup>. کمی‌سازی طرح پوآنکاره با SEF95، منعکس کننده تغییرات وابسته به بیهوشی در نوسان EEG است. در پژوهشی دیگر، هایاشی و همکارانش در سال ۲۰۱۵ به تجزیه و تحلیل پوآنکاره سیگنال EEG در هنگام بیهوشی سووفلوران پرداختند<sup>(۸)</sup>. آن‌ها از ویژگی‌های استخراجی از طرح پوآنکاره نظیر SD1، SD2 و SD1/SD2 (SD12) استفاده کرده‌اند. طرح پوآنکاره سیگنال EEG ثبت شده از ناحیه پیشانی می‌تواند تغییرات قابل توجهی در عمق بیهوشی ناشی از غلظت‌های مختلف سووفلوران را تشخیص دهد. بولانوس و همکارانش در سال ۲۰۱۶ به ارزیابی تسکین-بی‌حسی نسبت به درد توسط طرح پوآنکاره سیگنال EEG پرداختند<sup>(۱۹)</sup>. نتایج آن‌ها نشان داده است SD12 حاوی اطلاعات مفیدی درباره سطح تسکین بوده و همچنین دو شاخص SD1 و SD2 بهترین پاسخ طبقه‌بندی

زمانی است که ناگزیر در هنگام محاسبه عمق بیهوشی اتفاق می‌افتد. اکثر نمایشگرهای عمق بیهوشی از روش‌های حوزه فرکانس یا روش‌های میانگین‌گیری اضافی استفاده می‌کنند. این روش‌ها نیازمند سیگنال‌های ثابت بوده و بنابراین برای زمان‌های متفاوت پدیده‌های پویای مغز در شرایط نامنظم قابل استفاده نیستند<sup>(۸)</sup>.

اگرچه دینامیک پردازش سیگنال مغزی در حالت هوشیار و حالت ناهوشیار ناشی از بیهوشی به‌طور کامل درک نمی‌شود، اخیراً الگوهای غیرخطی و آشوب به فهم این پویایی‌ها کمک کرده‌اند<sup>(۲)</sup>. بازنمایی فضای فاز (فضای حالت) یکی از رویکردهای حوزه زمان است که راه را برای تحلیل رفتار پویای یک سیستم با ورودی‌ها و خروجی‌های چندگانه فراهم می‌کند. تجزیه و تحلیل‌ها بر اساس سیگنال EEG پایدار است، اما یک روش جایگزین استفاده از سیگنال‌های EEG پویای متغیر با زمان است. طرح پوآنکاره (نقشه بازگشتی) یک نوع رویکرد فضای فاز است که در یک صفحه دو بُعدی توصیف می‌شود. در این طرح یک سیگنال زمان‌بندی شده پس از یک تأخیر زمانی در برابر خودش رسم می‌شود<sup>(۱۱)، (۱۲)</sup>. با معرفی مختصات تأخیری، هر نقطه در مجموعه رخدادهای در چهارچوب رخدادهای دیگر در یک‌زمان قبلی در فضای دو بُعدی جاسازی شده است. این روش تحلیل نیازی به پیش‌پردازش یا فرض دادگان ایستا ندارد<sup>(۱۳)</sup>. الگوی پراکندگی در طرح پوآنکاره نشان‌دهنده تصادف و تغییرات در سیگنال‌ها است<sup>(۱)</sup>. به‌عنوان نمونه طرح پوآنکاره یک سیگنال تصادفی نظیر نویز سفید، یک الگوی تخم‌مرغی شکل را نشان می‌دهد. از سوی دیگر، وقتی سیگنال ویژگی خطی را به دست می‌آورد، طرح پوآنکاره آن نیز کشیده‌تر می‌شود. بنابراین طرح پوآنکاره و عرض آن به‌عنوان معیاری از تغییرات کوتاه‌مدت سیگنال مغزی شناخته می‌شود<sup>(۸)</sup>.

با توجه به پیچیدگی سیگنال EEG که همراه با عمیق شدن مراحل خواب کاهش می‌یابد<sup>(۱۴)، (۱۵)</sup>، اندازه‌گیری طرح پوآنکاره می‌تواند به‌طور بالقوه تغییرات EEG

### مواد و روش‌ها

**داده تحقیق:** سیگنال EEG با دو دستگاه پایش حالت مغزی (CSM)<sup>(۳۳)</sup> مدل M1 و M2 در اتاق عمل بیمارستان آموزشی شهدای تجریش تحت پوشش دانشگاه شهید بهشتی ثبت شده است (Danmeter, Denmark)<sup>(۳۴)</sup>. روش نمونه‌گیری آسان در این پژوهش استفاده شده است. سیگنال EEG به کمک سه الکترود سطحی در محل‌های وسط پیشانی، سمت چپ پیشانی و ماستوئید سمت چپ از ۳۰ بیمار با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز ثبت شده است. با توجه به کیفیت داده، سیگنال EEG ۲۲ بیمار در شبیه‌سازی‌ها استفاده می‌شود.

به دلیل اجتناب از آرتیفکت‌های ناشی از عمل جراحی، عمده‌ی بیماران تحت جراحی‌های عمومی، اورولوژی و جراحی‌های قسمت پایین‌تر از گردن قرار گرفته‌اند. جمعیت مورد مطالعه به دلیل نوع تنوع در جراحی‌های مختلف که در ادامه شرح داده می‌شود، امکان قابلیت تعمیم در نتایج را فراهم می‌آورد. پروتکل بیهوشی برای همه‌ی بیماران یکسان در نظر گرفته شده تا رفتار بیهوشی ایجادشده، مستقل از ترکیب داروها و پروتکل بیهوشی باشد. شرایط ورود بیماران به مطالعه شامل (۱) کلاس ۱ و ۲ انجمن بیهوشی آمریکا (ASA)<sup>(۳۵)</sup> و (۲) تحت عمل‌های جراحی بیرون آوردن غده‌ی پروستات، وازووستومی، فتق، فتق ناف، واریکوسل بیضه، عمل جراحی بلندکردن تاندون، افتادگی مثانه، رزکسیون تومور مثانه از طریق مجرا، سندروم خروجی قفسه‌ی سینه، بستن لوله‌های رحمی، تیروئید، و شکستن سنگ حالب از طریق مجاری ادرار است. شرایط خروج بیماران از مطالعه شامل (۱) بیماران با جراحی‌های بالای گردن، (۲) وجود زخم و عفونت در محل اتصال الکترود، و (۳) کیفیت نامناسب سیگنال مغزی ثبت‌شده در هنگام عمل جراحی است. همچنین لازم به ذکر است اختلالاتی از قبیل اکسیژناسیون، ونتیلاسیون و همودینامیک در طی سه مرحله بیهوشی رخ نداده است.

داده‌ی ۸ بیمار زن و ۱۴ بیمار مرد با گستره‌ی سنی ۱۵ تا ۷۵ سال و گستره‌ی وزنی ۵۰ تا ۹۶ کیلوگرم وجود دارند. متوسط سن بیماران ۴۴/۳۶ با انحراف معیار ۱۹/۹۳

عملکرد را به محرک‌های خطرناک داشتند. بریگنول و همکارانش در ۲۰۱۳ روش‌های فضای فاز و طیف توان را برای طبقه‌بندی خودکار خواب از بیداری مبتنی بر سیگنال EEG در انسان ارائه دادند<sup>(۳۶)</sup>. نتایج پژوهش آن‌ها نشان می‌دهد که رویکرد فضای فاز عملکرد بهتر را در مورد کوتاه‌مدت و همچنین طول دوره‌های کوتاه‌مدت ۳۰ ثانیه‌ای ارائه می‌دهد. اُتزنبرگر و همکارانش در سال ۱۹۹۷ به بررسی رابطه‌ی زمانی بین دینامیک تغییرات ضربان قلب (HRV) و فعالیت EEG در هنگام خواب در انسان پرداختند<sup>(۳۷)</sup>. نتایج آن‌ها نشان می‌دهد که تغییر HRV و فعالیت‌های EEG در طی خواب در افراد طبیعی بسیار نزدیک است. سو و همکارانش در سال ۲۰۱۲ به ارائه‌ی شاخص‌های طرح پوانکاره از HRV در تشخیص مدولاسیون خودبه‌خودی پویا در هنگام القای بیهوشی عمومی پرداختند<sup>(۳۸)</sup>. در این پژوهش از ۲۸ بیمار سیگنال قلبی ثبت شده است. ویژگی‌هایی نظیر SD1، SD2 و SD12 از طرح پوانکاره و همچنین ویژگی‌های LF، HF و HF/LF از طیف توان استخراج شده است. مورارو در سال ۲۰۰۶ به تجزیه و تحلیل حوزه‌ی اطلاعات سیگنال‌های فیزیولوژیکی پرداخت<sup>(۳۹)</sup>. همچنین مطالعه‌ی مقایسه‌ای با استفاده از طول دوره کوتاه و استاندارد اندازه‌گیری پوانکاره از سیگنال EEG توانایی تعیین عمق بیهوشی را دارد<sup>(۴۰)</sup>. هدف این پژوهش به اشتراک‌گذاری نتایج کاربردی یکی از روش‌های غیرخطی ساده و جالب به نام طرح پوانکاره است. به این معنا، تغییرات کوتاه‌مدت و تصادفی سیگنال EEG بازتاب شده در طرح پوانکاره ممکن است با افزایش عمق بیهوشی کاهش یابد.

ساختار این پژوهش بدین صورت است که در بخش دوم به معرفی داده‌ی پژوهش پرداخته می‌شود. در بخش سوم به مواد و روش‌های پژوهش شامل تجزیه و تحلیل طرح پوانکاره سیگنال مغزی و ویژگی‌های استخراجی از آن پرداخته می‌شود. در بخش چهارم نتایج پژوهش آورده می‌شود و در نهایت به بحث و نتیجه‌گیری پرداخته می‌شود.

آزمایش را پُر کرده‌اند. محیط نرم‌افزار CSM link در شکل ۱ به نمایش گذاشته شده است.

و همچنین متوسط وزن بیماران ۶۸/۶۴ با انحراف معیار ۱۲/۹۹ است. همچنین همه‌ی بیماران به‌منظور رعایت مسائل اخلاقی در پژوهش مورد اشاره<sup>(۳۴)</sup> فرم رضایت



شکل ۱: نمایش محیط نرم‌افزار CSM Link

نظر پزشک داده شده است. همچنین در صورتی که میزان شلی عضلات بیمار از حد معینی کمتر بوده است، داروی سیس‌آتراکوریوم تزریق شده است. هر یک ساعت داروی مخدر فنتانیل با مقدار مجاز  $0.5 \mu\text{g}/\text{kg}$  به بیمار داده شده است. در نهایت در مرحله‌ی به هوش آمدن کلیه‌ی داروها قطع شده است (برگرفته از<sup>(۳۴)</sup>).

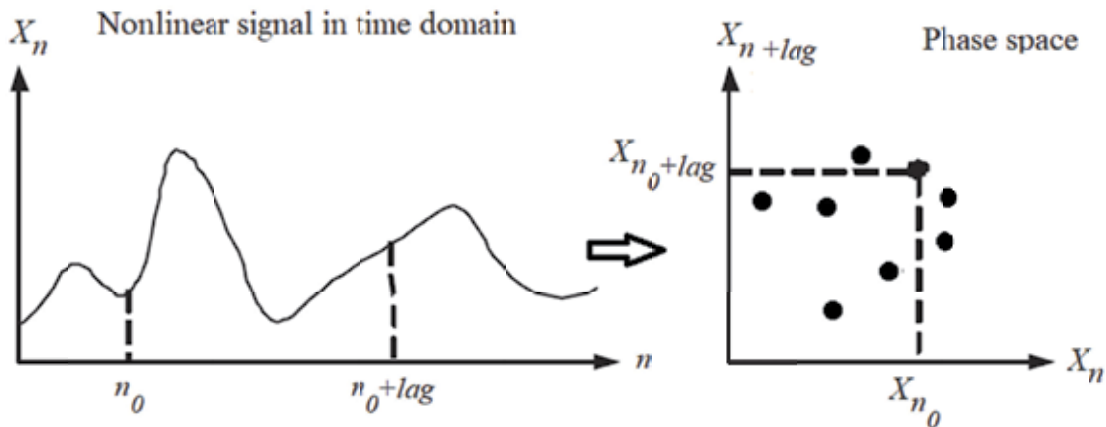
#### منحنی‌های پوآنکاره تأخیردار

طرح پوآنکاره یک نمایش هندسی به‌صورت دیداری و کمی از سری زمانی در صفحه‌ی کارترین است<sup>(۳۶)</sup> که با طرح‌ریزی نقاط متوالی سری زمانی سیگنال مغزی  $X_n, n=1, 2, \dots, N$  در فضای فاز یا صفحه‌ی کارترین، طرح دو بُعدی ایجاد می‌کند<sup>(۳۷)</sup>. به‌عبارت‌دیگر طرح پوآنکاره یک رویکرد تحلیلی غیرخطی در یک صفحه‌ی دو بُعدی است که در آن یک سیگنال زمان‌بندی شده پس از یک تأخیر زمانی (lag) در برابر خودش  $(X_n, X_{n+\text{lag}})$  رسم می‌شود<sup>(۳۸)(۱)</sup>. بهینه‌سازی زمان تأخیر در طرح‌های

مراحل بیهوشی بیمار در حالت کلی شامل سه مرحله‌ی القاء، نگهداری و به هوش آمدن است<sup>(۳۴)</sup>. بیماران معمولاً داروهای را قبل از این سه مرحله به‌عنوان پیش‌دارو دریافت کرده است. در مرحله‌ی القاء، در ابتدا  $2 \text{ mg}/\text{kg}$  فنتانیل دریافت کرده‌اند. در ادامه‌ی القاء  $5 \text{ mg}/\text{kg}$  تیوپنتال (در ابتدا  $4 \text{ mg}/\text{kg}$  و سپس  $1 \text{ mg}/\text{kg}$  در هنگام لوله‌گذاری تراشه) دریافت کرده‌اند. همچنین در مرحله‌ی القاء داروی سیس‌آتراکوریوم به‌عنوان NMBA با مقدار مجاز  $0.1 \text{ mg}/\text{kg}$  تزریق شده است. در دوره‌ی نگهداری ترکیبی از داروهای پروپوفول از طریق پمپ تزریق با مقدار مجاز  $75-100 \mu\text{g}/\text{kg}/\text{h}$ ، گاز نیتروز اکساید ( $\text{N}_2\text{O}$ ) به‌صورت ترکیب با گاز اکسیژن توسط دستگاه بیهوشی و داروی شل‌کننده سیس‌آتراکوریوم به بیمار داده شده است. در صورتی که عمق بیهوشی بیمار مطابق معیار CSI از حد موردنظر پزشک یا ۶۰ بالاتر بوده است،  $0.5 \text{ mg}/\text{kg}$  تیوپنتال به بیمار تزریق شده است یا داروی پروپوفول به‌صورت یک‌باره با توجه به

اینجا ۶ میلی ثانیه). نمایشی از بازسازی فضای فاز در شکل ۲ به نمایش گذاشته شده است.

پوآنکاره برای به دست آوردن بیشترین اطلاعات مفید از یک سیگنال اهمیت دارد. تقریباً ۴/۱ تا ۵/۱ چرخه غالب ریتم فرکانسی بتا (۳۰ هرتز) در نظر گرفته می‌شود (در



شکل ۲: نمایشی از بازسازی فضای فاز. طرح پوآنکاره یک رویکرد تحلیلی غیرخطی در صفحه دو بُعدی است که در آن یک سیگنال زمان بندی شده پس از یک تأخیر زمانی در برابر خودش رسم می‌شود.

راستای محورهای کوچک  $X_1$  و بزرگ  $X_2$  از همبستگی و میانگین نقاط  $X$  با تأخیرهای صفر و یک حاصل می‌شود. وابستگی میان متغیرها با تأخیر زمانی کنترل می‌شود. SD1 و SD2 توسط رابطه<sup>(۳)</sup> محاسبه می‌شوند<sup>(۳۲)</sup>.

(۲)

$$SD1 = \sqrt{\text{var} \frac{X_n - X_{n+lag}}{\sqrt{2}}} = \frac{\sqrt{2}}{2} SD(X_n - X_{n+lag})$$

$$SD2 = \sqrt{\text{var} \frac{X_n + X_{n+lag}}{\sqrt{2}}} = \sqrt{2SD(X_n)^2 - SD1^2}$$

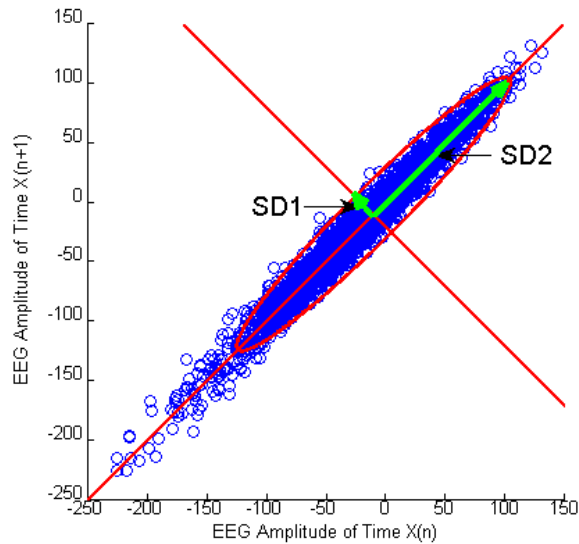
$$= \sqrt{2SD(X_n)^2 - \frac{1}{2}SD(X_n - X_{n+lag})^2}$$

که  $\text{var}$  بیانگر پراش و SD بیانگر انحراف معیار سیگنال زمانی است. طرح پوآنکاره استاندارد با تأخیر واحد از یک سیگنال مغزی نمونه در شکل ۳ نشان داده شده است.

به‌عنوان نمونه  $X_n = (X_1, X_2, \dots, X_{N-1})$  و  $X_{(n+1)} = (X_2, X_3, \dots, X_N)$  بدین شرح در نظر گرفته می‌شوند. معادله خط مشخصه  $X_n = X_{n+lag}$  است و بیانگر خط فرضی قطری با زاویه ۴۵ درجه ( $\theta = \pi/4 \text{ rad}$ ) است. محور طرح پوآنکاره به محور مجموعه جدید با چرخش ۴۵ درجه مربوط می‌شود<sup>(۳۳)</sup>، یعنی:

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_n \\ X_{n+lag} \end{bmatrix}$$

یک روش معمول، برازش یک بیضی بر طرح پوآنکاره است. با برازش یک بیضی بر نمودار پوآنکاره، می‌توان دو شاخص کمی بنام‌های انحراف معیار میزان پراکندگی نقاط عمود بر خط مشخصه (SD1) به‌عنوان تغییرات کوتاه‌مدت و انحراف معیار میزان پراکندگی در طول خط مشخصه (SD2) به‌عنوان تغییرات بلندمدت را استخراج نمود<sup>(۳۰)</sup>،<sup>(۳۱)</sup>. به‌عبارت‌دیگر نصف قطرهای کوچک و بزرگ بیضی برازش شده (به ترتیب SD1 و SD2 از سنجش در

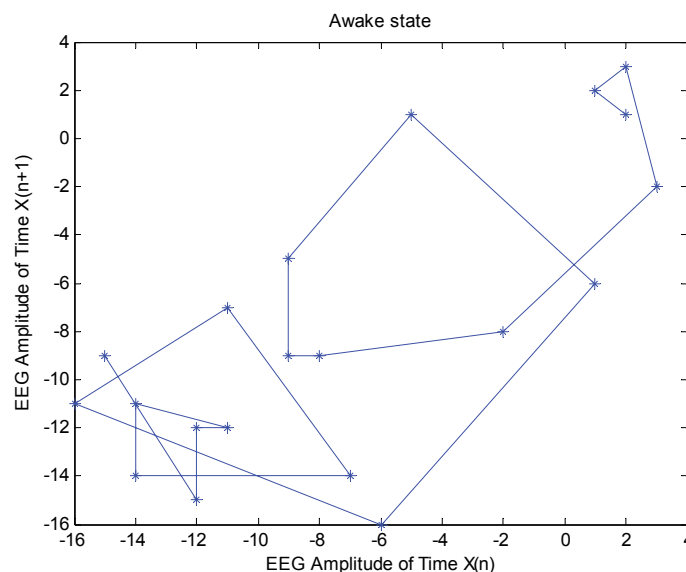


شکل ۳: طرح پوآنکاره استاندارد با تأخیر واحد از یک سیگنال مغزی نمونه. مقادیر SD1 و SD2 به ترتیب میزان پراکندگی نقاط را بر محور کوچک و بزرگ بیضی برازش شده نشان می‌دهند.

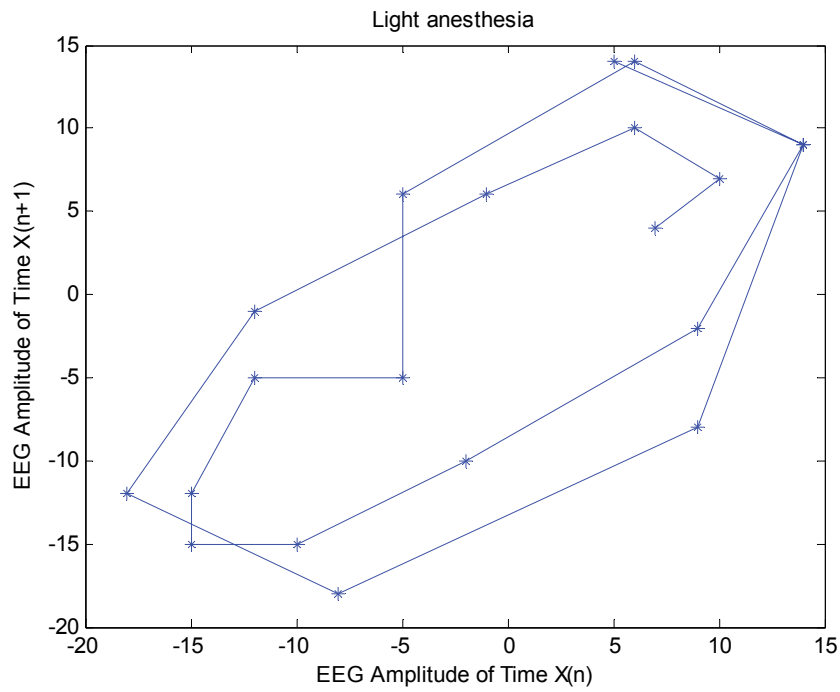
### نتایج

عمومی نشان می‌دهند. شکل ۴ رفتار آشوب‌گون سیگنال مغزی در حالت بیداری را نشان می‌دهد. شکل‌های ۵ و ۶ به ترتیب بیانگر رفتار سیگنال‌های مغزی در حالت‌های بیهوشی سبک و عمومی و همچنین حرکت به سمت نظم را نشان می‌دهند.

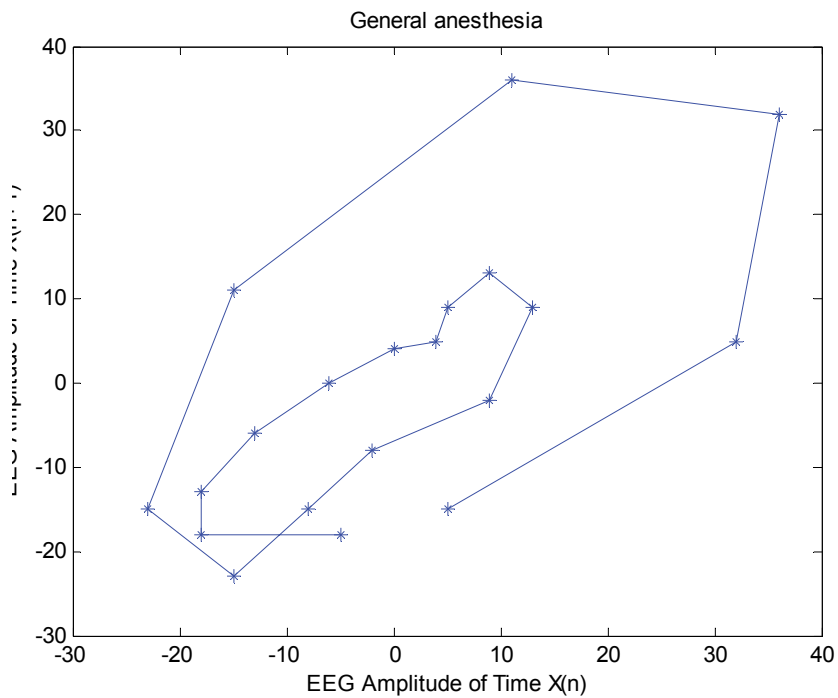
شبیه‌سازی‌ها در نرم‌افزار MATLAB انجام شده است. شکل‌های ۴، ۵ و ۶ دینامیک زمانی ۲۰ نقطه از فواصل مشابه از یک رکورد را در حالت‌های بیداری، بیهوشی سبک و بیهوشی



شکل ۴: دینامیک زمانی ۲۰ نقطه از فواصل مشابه از یک رکورد در حالت بیداری



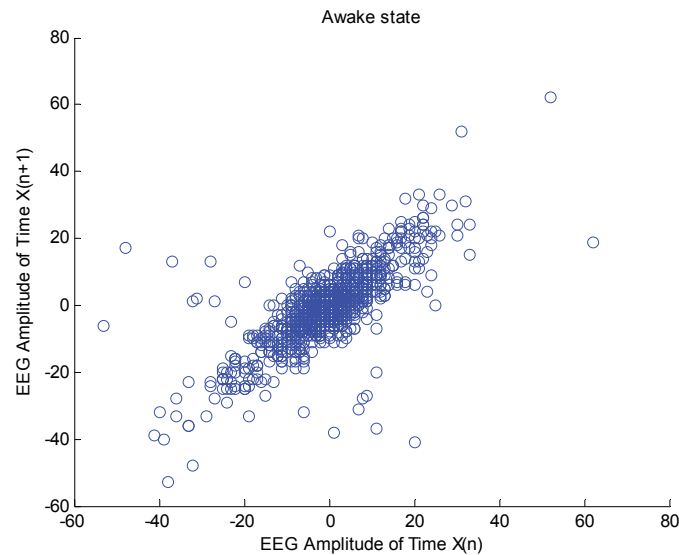
شکل ۵: دینامیک زمانی ۲۰ نقطه از فواصل مشابه از یک رکورد در حالت بیهوشی سبک



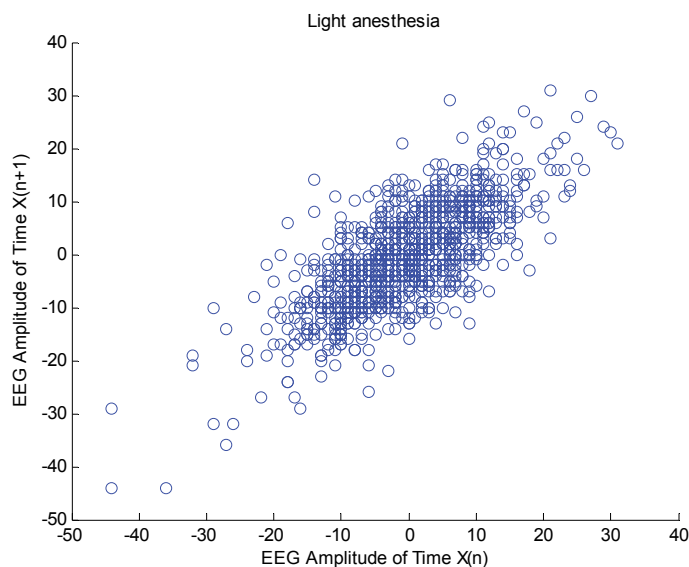
شکل ۶: دینامیک زمانی ۲۰ نقطه از فواصل مشابه از یک رکورد در حالت بیهوشی عمومی

مغزی محاسبه شده‌اند. طرح پوانکاره استاندارد با تأخیر واحد از یک رکورد برای یک قطعه سیگنال مغزی حالت‌های بیداری، بیهوشی سبک و بیهوشی عمومی به ترتیب در شکل‌های ۷، ۸ و ۹ ترسیم شده است.

تأخیرهای زمانی مختلف بینش بهتری نسبت به سری زمانی ارائه می‌دهند. غالباً تأخیرهای زمانی ترکیبی از طول چرخه یا زمان نمونه‌برداری سیگنال هستند. طرح‌های پوانکاره برای قطعه‌های ۱۰ ثانیه‌ای سیگنال

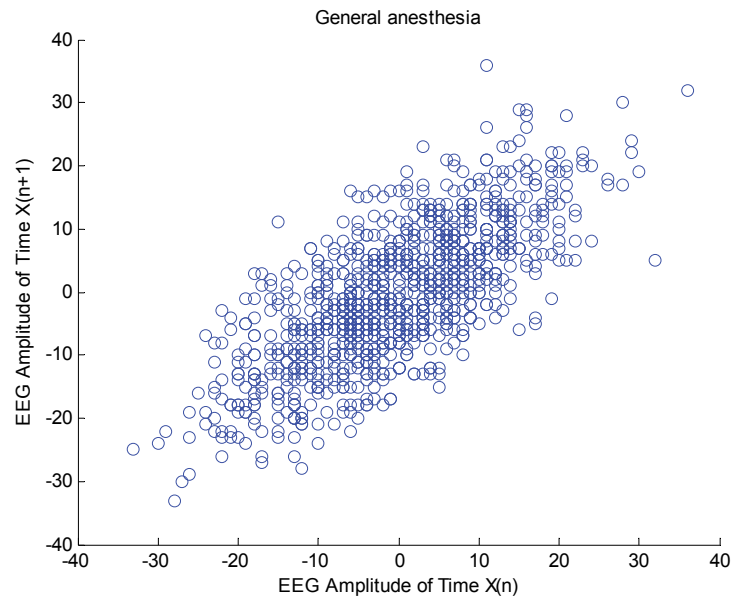


شکل ۷: طرح پوانکاره استاندارد با تأخیر واحد از یک قطعه سیگنال مغزی در حالت بیداری



شکل ۸: طرح پوانکاره استاندارد با تأخیر واحد از یک قطعه سیگنال مغزی در حالت بیهوشی سبک

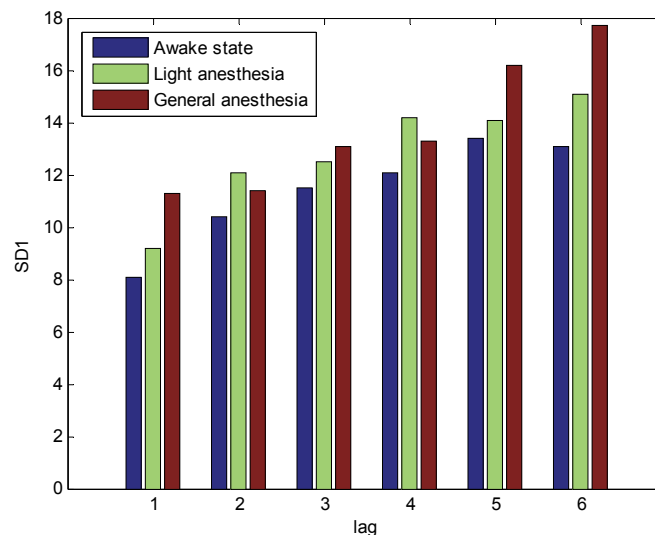




شکل ۹: طرح پوانکاره استاندارد با تأخیر واحد از یک قطعه سیگنال مغزی در حالت بیهوشی عمومی

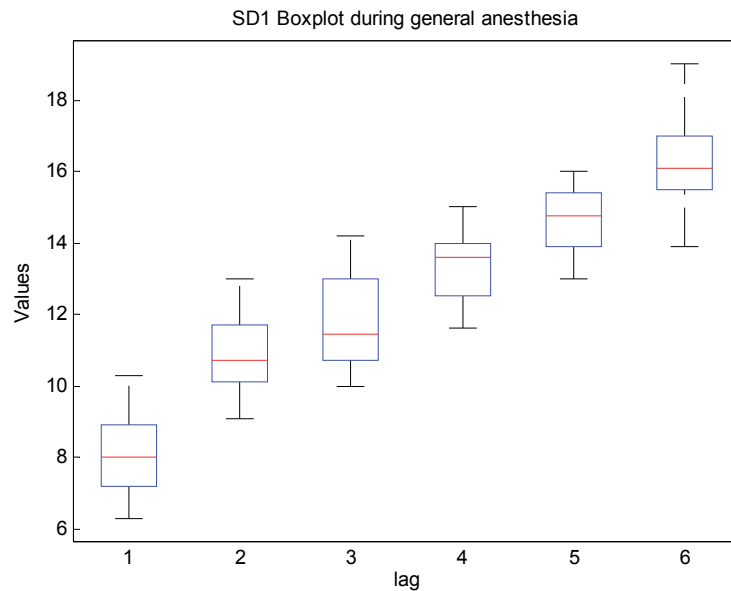
پس از رسم طرح پوانکاره، مقادیر SD1 محاسبه شده است. در هنگام بیهوشی مقدار SD1 با اعمال تأخیر واحد  $۸/۱ \pm ۱/۲$  و با تأخیر شش  $۱۵/۹ \pm ۰/۸$  شده است. شکل ۱۰ اثر تأخیرهای مختلف را بر مقدار SD1 در سه مجموعه داده نشان می‌دهد. در سه مجموعه معمولاً با افزایش تأخیر مقدار SD1 افزایش یافته است.

همان‌گونه که در شکل‌های ۸، ۷ و ۹ مشاهده می‌شود، بین طرح‌های پوانکاره از نظر عرض و طول طرح تفاوت‌های بارزی وجود دارد. همچنین در هنگام بیهوشی نقاط شکل‌دهنده طرح پوانکاره به مقادیر کمتر شیف‌ت یافته‌اند. طرح‌های پوانکاره با تأخیرهای یک تا شش برای سیگنال‌های مغزی رسم و عرض طرح‌های پوانکاره در هر تأخیر محاسبه شده است.



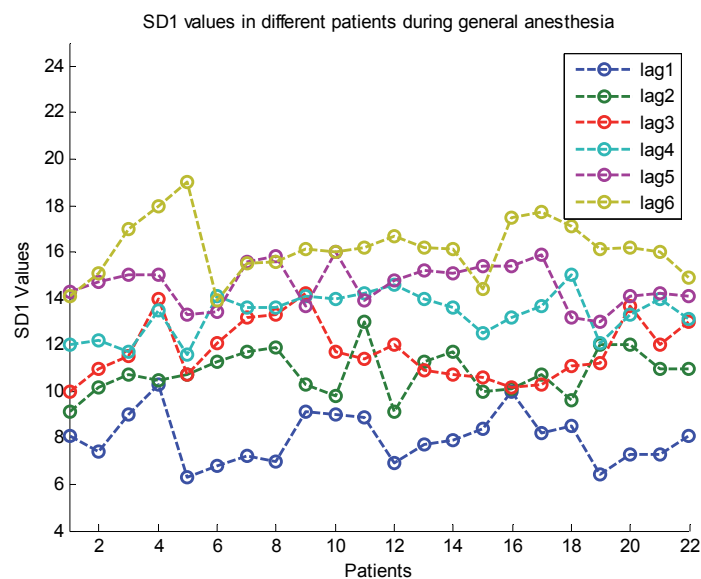
شکل ۱۰: اثر تأخیرهای مختلف بر مقدار SD1 در سه مجموعه داده در حالت‌های بیداری، بیهوشی سبک و بیهوشی عمومی

تغییرات SD1 برای تمام شرکت‌کننده‌ها در هنگام بیهوشی عمومی به ازای تأخیرهای یک تا شش از طرح پوآنکاره در شکل ۱۱ نشان داده شده است.



شکل ۱۱: تغییرات SD1 برای تمام شرکت‌کننده‌ها در هنگام بیهوشی عمومی به ازای تأخیرهای یک تا شش از طرح پوآنکاره

با توجه به نمودار شکل ۱۱ و همچنین شکل ۱۲ با افزایش تأخیر در طرح پوآنکاره، رشد SD1 در هنگام بیهوشی نسبت به حالت‌های قبل از آن افزایش داشته است.



شکل ۱۲: مقادیر SD1 با تأخیرهای یک تا شش از طرح پوآنکاره در حالت بیهوشی عمومی

## بحث و نتیجه‌گیری

این پژوهش اثر افزایش تأخیر در طرح پوانکاره را بر سیگنال مغزی در حالت‌های مختلف بیهوشی مورد مطالعه قرار داده است. نتایج نشان می‌دهد که در حالت‌های مختلف بیهوشی طرح‌های پوانکاره با تأخیرهای مختلف شکل‌های متفاوتی دارند. تغییر شکل به این دلیل به وجود می‌آید که وقتی از فواصل نقاط در سری زمانی سیگنال مغزی در مقابل فاصله قبلی آن طرح ترسیم می‌شود (تأخیر واحد) همبستگی بین نقاط نسبت به حالتی که از تأخیرهای بالاتر استفاده می‌شود بیشتر است. با توجه به نتایج این مقاله، اندازه‌های دینامیکی طرح پوانکاره در هنگام بیهوشی قابل مقایسه با قبل از آن است و طرح‌های پوانکاره با تأخیر می‌توانند بینشی راجع به رفتار سیگنال مغزی در حالت‌های مختلف بیهوشی فراهم نمایند. بین پاسخ‌های تأخیردار در هنگام بیهوشی عمومی و قبل از آن، تفاوت‌هایی وجود دارد که می‌تواند در تحلیل سیگنال مغزی در حالت‌های مختلف بیهوشی مفید فایده باشد. این پژوهش نشان می‌دهد که در هر سه مجموعه داده با افزایش میزان تأخیر، مقدار SD1 نیز معمولاً افزایش یافته است. همچنین نشان داده شد در حالت بیهوشی عمومی با افزایش تأخیر نرخ

افزایش SD1 نسبت به حالت‌های قبلی نظیر بیهوشی سبک و بیداری بالاتر است.

یکی از مهم‌ترین محدودیت‌های این پژوهش حجم کم نمونه مورد مطالعه است، اما با توجه به روش تجزیه و تحلیل پوانکاره برای به دست آوردن دینامیک سیگنال مغزی کافی است. سادگی محاسبه عرض طرح پوانکاره و انطباق آن با ماهیت آشوبناک سیگنال‌های حیاتی می‌تواند در ارزیابی سیگنال مغزی در حالت‌های مختلف بیهوشی مفید فایده باشد.

## پیشنهادات

در مطالعه‌های آینده می‌توان شاخص‌های دیگری از طرح پوانکاره نظیر نسبت SD1/SD2 (SD12) به‌عنوان ارتباط بین این مؤلفه‌ها، مساحت بیضی برآزش شده بر نمودار پوانکاره ( $S = \pi * SD1 * SD2$ )، واریانس کل سری زمانی ( $SDNN = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{SD1^2 + SD2^2} = SDRR$ )، یا عدم تقارن آن را مورد مطالعه قرار داد.

## تشکر و قدردانی

از آقای دکتر محمدباقر شمس‌الهی به خاطر در اختیار گذاشتن داده‌ی پژوهش صمیمانه سپاسگزار می‌شود.

## References

1. K. Hayashi, T. Yamada, and T. Sawa, "Comparative study of Poincaré plot analysis using short electroencephalogram signals during anaesthesia with spectral edge frequency 95 and bispectral index," *Anaesthesia*, vol. 70, no. 3, pp. 310–317, 2015.
2. M. S. Avidan, E. Jacobsohn, D. Glick, B. A. Burnside, L. Zhang, A. Villafranca, L. Karl, S. Kamal, B. Torres, M. O'Connor, A. S. Evers, S. Gradwohl, N. Lin, B. J. Palanca, and G. A. Mashour, "Prevention of intraoperative awareness in a high-risk surgical population," *N. Engl. J. Med.*, vol. 365, no. 7, pp. 591–600, 2011.
3. M. S. Avidan, L. Zhang, B. A. Burnside, K. J. Finkel, A. C. Searleman, J. A. Selvidge, L. Saager, M. S. Turner, S. Rao, M. Bottros, C. Hantler, E. Jacobsohn, and A. S. Evers, "Anesthesia awareness and the bispectral index," *N. Engl. J. Med.*, vol. 358, no. 11, pp. 1097–1108, 2008.
4. S. A. Hosseini, "A computationally inspired model of brain activity in selective attentional state and its application for estimating the depth of anesthesia." PhD Thesis, Ferdowsi University of Mashhad, 2016.
5. S. A. Hosseini, M. R. Akbarzadeh-T, and M. B. Naghibi-Sistani, "A novel hybrid approach in estimating depth of anesthesia using multi-modal bio-signals," *Basic Clin. Neurosci. Congr.*, p. 2015.
6. I. F. Russell, "The ability of bispectral index to detect intra-operative wakefulness during isoflurane/air anaesthesia, compared with the isolated forearm technique," *Anaesthesia*, vol. 68, no. 10, pp. 1010–1020, 2013.
7. J. J. Pandit and T. M. Cook, I. National Institute for Clinical Excellence guidance on measuring depth of anaesthesia: limitations of EEG-based technology. Oxford University Press, 2013.
8. K. Hayashi, N. Mukai, and T. Sawa, "Poincaré analysis of the electroencephalogram during sevoflurane anesthesia," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 126, no. 2, pp. 404–411, 2015.
9. R. Zanner, S. Pilge, E. F. Kochs, M. Kreuzer, and G. Schneider, "Time delay of electroencephalogram index calculation: analysis of cerebral state, bispectral, and Narcotrend indices using perioperatively recorded electroencephalographic signals," *Br. J. Anaesth.*, vol. 103, no. 3, pp. 394–399, 2009.
10. B. A. Fritz, P. Rao, G. A. Mashour, A. B. Abdallah, B. A. Burnside, E. Jacobsohn, L. Zhang, and M. S. Avidan, "Postoperative Recovery with Bispectral Index versus Anesthetic Concentration-guided Protocols," *Anesthesiol. J. Am. Soc. Anesthesiol.*, vol. 118, no. 5, pp. 1113–1122, 2013.
11. P. T. Walling and K. N. Hicks, "Nonlinear Changes in Brain Dynamics during Emergence from Sevoflurane Anesthesia Preliminary Exploration Using New Software," *Anesthesiol. J. Am. Soc. Anesthesiol.*, vol. 105, no. 5, pp. 927–935, 2006.
12. M. Nardelli, G. Valenza, A. Greco, A. Lanata, and E. P. Scilingo, "Recognizing emotions induced by affective sounds through heart rate variability," *IEEE Trans. Affect. Comput.*, vol. 6, no. 4, pp. 385–394, 2015.
13. A. K. Golińska, "Poincaré plots in analysis of selected biomedical signals," *Stud. Log. Gramm. Rhetor.*, vol. 35, no. 1, pp. 117–127, 2013.
14. M. Doble and S. K. Narayan, "Mathematical analysis of EEG of patients with non-fatal nonspecific diffuse encephalitis," *Int. J. Biol. Med. Sci.*, vol. 3, no. 4, 2008.
15. A. Anier, T. Lipping, R. Ferenets, P. Puumala, E. Sonkajärvi, I. Rätsep, and V. Jäntti, "Relationship between approximate entropy and visual inspection of irregularity in the EEG signal, a comparison with spectral entropy," *Br. J. Anaesth.*, vol. 109, no. 6, pp. 928–934, 2012.

16. M. Amiri, E. Davoodi-Bojd, F. Bahrami, and M. Raza, "Bifurcation analysis of the Poincaré map function of intracranial EEG signals in temporal lobe epilepsy patients," *Math. Comput. Simul.*, vol. 81, no. 11, pp. 2471–2491, 2011.
17. A. Brignol, T. Al-Ani, and X. Drouot, "Phase space and power spectral approaches for EEG-based automatic sleep–wake classification in humans: A comparative study using short and standard epoch lengths," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 109, no. 3, pp. 227–238, 2013.
18. S. Schulz and A. Voss, "Symbolic Dynamics, Poincaré Plot Analysis and Compression Entropy Estimate Complexity in Biological Time Series," in *Complexity and Nonlinearity in Cardiovascular Signals*, Springer, 2017, pp. 45–85.
19. J. D. Bolaños, M. Vallverdú, P. Caminal, D. F. Valencia, X. Borrat, P. L. Gambús, and J. F. Valencia, "Assessment of sedation-analgesia by means of poincaré analysis of the electroencephalogram," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2016 IEEE 38th Annual International Conference of the*, 2016, pp. 6425–6428.
20. H. Otzenberger, C. Simon, C. Gronfier, and G. Brandenberger, "Temporal relationship between dynamic heart rate variability and electroencephalographic activity during sleep in man," *Neurosci. Lett.*, vol. 229, no. 3, pp. 173–176, 1997.
21. C. H. Hsu, M. Y. Tsai, G. S. Huang, T. C. Lin, K. P. Chen, S. T. Ho, L. Y. Shyu, and C. Y. Li, "Poincaré plot indexes of heart rate variability detect dynamic autonomic modulation during general anesthesia induction," *Acta Anaesthesiol. Taiwan.*, vol. 50, no. 1, pp. 12–18, 2012.
22. L. Moraru, "Information domain analysis of physiological signals: applications on the cardiac and neural systems of rats and monkeys," 2006.
23. "http://www.danmeter.dk/products/neuromonitoring/csmmonitor."
24. V. Esmaeili, A. Assareh, M. B. Shamsollahi, M. H. Moradi, and N. M. Arefian, "Estimating the depth of anesthesia using fuzzy soft computation applied to EEG features," *Intell. Data Anal.*, vol. 12, no. 4, pp. 393–407, 2008.
25. M. Daabiss, "American Society of Anaesthesiologists physical status classification," *Indian J. Anaesth.*, vol. 55, no. 2, p. 111, 2011.
26. A. H. Khandoker, C. Karmakar, M. Brennan, A. Voss, and M. Palaniswami, *Poincaré plot methods for heart rate variability analysis*. Springer, 2013.
27. C. K. Karmakar, A. H. Khandoker, J. Gubbi, and M. Palaniswami, "Complex Correlation Measure: a novel descriptor for Poincaré plot," *Biomed. Eng. Online*, vol. 8, no. 1, p. 17, 2009.
28. J. G. Cavers, "Chaos and Time Series Analysis: Optimization of the Poincaré Section and distinguishing between deterministic and stochastic time series," 2017.
29. E. Fornasa, "Application of linear and nonlinear methods for processing HRV and EEG signals," 2015.
30. M. A. Woo, W. G. Stevenson, D. K. Moser, R. B. Trelease, and R. M. Harper, "Patterns of beat-to-beat heart rate variability in advanced heart failure," *Am. Heart J.*, vol. 123, no. 3, pp. 704–710, 1992.
31. F. Forcolin, "The Art of Heart Rate Variability: Driver Fatigue Application," 2015.
32. F. Bourghelle, "Development of an automatic drowsiness monitoring system using the electrocardiogram," 2016.

## Extraction of Dynamic in Brain Signal at Different Anesthesia States using Poincare Plot Analysis

Seyyed Abed Hosseini<sup>1\*</sup>

1. Research Center of Biomedical Engineering, Mashhad Branch, Islamic Azad University, Mashhad, Iran.

### ABSTRACT

**Aims and background:** Poincare plot and its length and width are known as a criterion for short-term variations of electroencephalogram signals (EEGs). This study evaluates the effect of time delay on changes in the width of the Poincare plot in brain signal during different anesthesia states.

**Materials and Methods:** Poincare plots are drawn with one to six delay in three sets, including awake state, light anesthesia, and general anesthesia, and also for each data, the width of the Poincare plot is calculated using the SD1 and SD2 characteristics.

**Findings:** The results show that during general anesthesia, the width of the Poincare plot increases with increasing latency. During anesthesia, the width of the Poincare plot is achieved by applying a unit delay of  $8.1 \pm 1.2$  and a six-unit delay of  $15.9 \pm 0.8$ . Also, the Poincare plot is shifted to lower values during anesthesia. It is also shown that with increasing delay in general anesthesia, the SD1 value increase rate is higher than the previous ones, such as light anesthesia and awake state.

**Conclusion:** Simplicity of calculating the width of the Poincare plot and its adaptation to the chaotic nature of vital signals can be useful in evaluating the brain signal in different states of anesthesia.

**Keywords:** Phase space representation, EEG signal, Poincare plot, Anesthesia

► Please cite this paper as:

Hosseini Seyyed A. [Extraction of Dynamic in Brain Signal of Different Anesthesia States using Poincare Plot Analysis (Persian)]. J Anesth Pain 2018;8(2):16-36.

**Corresponding Author:** Seyyed Abed Hosseini, Research Center of Biomedical Engineering, Mashhad Branch, Islamic Azad University, Mashhad, Iran.

**Email:** Hosseyni@mshdiau.ac.ir