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 [1*]

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

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۸/۱۳ **تاریخ بازبینی: ۱۳۹۶/۸/۲۳** **تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۸/۲۷**

چکیده

زمینـه و هـدف: طـرح پوآنـکاره، طـول و عـرض آن به‌عنـوان معیـاری از تغییـرات کوتاه‌مـدت سـیگنال مغـزی (EEG) شـناخته می‌شـود. ایـن پژوهـش بـه ارزیابـی اثـر تأخیـر بـر تغییـرات عـرض طـرح پوآنـکاره در سـیگنال مغـزی در حالت‌هـای مختلـف بیهوشـی می‌پـردازد.

مـواد و روش‌هـا: طرح‌هـای پوآنـکاره بـا تأخیرهـای یـک تـا شـش در سـه مجموعـه داده در حالت‌هـای بیـداری، بیهوشـی سـبک و بیهوشـی عمومـی رسـم شـده اسـت و بـرای هـر داده عـرض طـرح پوآنـکاره بـه کمـک مشـخصه‌های SD1 و SD2 محاسـبه شـده اسـت.

یافته‌هـا: نتایـج نشـان می‌دهـد در هنـگام بیهوشـی عمومـی عـرض طرح‌هـای پوآنـکاره بـا افزایـش تأخیـر زیـاد می‌شـود. در هنـگام بیهوشـی عـرض طـرح پوآنـکاره بـا اعمـال تأخیـر واحـد ۱/۲±۸/۱ و بـا تأخیـر شـش ۰/۸±۱۵/۹ حاصـل شـده اسـت. همچنیـن در هنـگام بیهوشـی طـرح پوآنـکاره بـه مقادیـر پایین‌تـر شـیفت می‌یابـد. همچنیـن نشـان داده شـد در حالـت بیهوشـی عمومـی بـا افزایـش تأخیـر، نـرخ افزایـش SD1 نسـبت بـه حالت‌هـای قبلـی نظیـر بیهوشـی سـبک و بیـداری بالاتـر اسـت.

نتیجه‌گیـری: سـادگی محاسـبه عـرض طـرح پوآنـکاره و انطبـاق آن بـا ماهیـت آشـوبناک سـیگنال‌های حیاتـی می‌توانـد در ارزیابـی سـیگنال مغـزی در حالت‌هـای مختلـف بیهوشـی مفیـد فایده باشـد.

واژه‌های کلیدی: بازنمایی فضای فاز، سیگنال مغزی، طرح پوآنکاره، بیهوشی

مقدمه

اگرچـه بسـیاری از دسـتگاه‌ها بـرای نظـارت بـر بیهوشـی عمومـی مـورد اسـتفاده قرارگرفته‌انـد، همچنـان روش ایـده‌آل بـرای جلوگیـری از بیـداری در هنـگام جراحـی و تخمیـن عمـق مناسـب بیهوشـی پیـدا نشـده اسـت[1-7]. تاکنون نمایشـگرهای مختلـف بیهوشـی مبتنـی بـر الکتروانسـفالوگرام (EEG) بـرای پیش‌بینـی از دسـت دادن هوشـیاری ماننـد شـاخص دو طیفـی (BIS)، پتانسـیل برانگیختـهٔ شـنوایی (AEP)، شـاخص وضعیـت قشـر مغـز (CSI) و آنتروپی طیفی ارائه شـده اسـت[8]. بااین‌حـال، سیسـتم‌های کنتـرل بیهوشـی گاهـی اوقـات در جلوگیـری از بیـداری بیمـار در هنـگام جراحـی کارایـی کافـی را ندارنـد[8-10]. یکـی از دلایـل احتمالـی نقـص آن‌هـا، تأخیـر

نویسنده مسئول: سید عابد حسینی، استادیار دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد
پست الکترونیک: Hosseyni@mshdiau.ac.ir

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-11]

زمانی است که ناگزیر در هنگام محاسبهٔ عمق بیهوشی اتفاق می‌افتد. اکثر نمایشگرهای عمق بیهوشی از روش‌های حوزهٔ فرکانس یا روش‌های میانگین‌گیری اضافی استفاده می‌کنند. این روش‌ها نیازمند سیگنال‌های ثابت بوده و بنابراین برای زمان‌های متفاوت پدیده‌های پویای مغز در شرایط نامنظم قابل‌استفاده نیستند[۸].

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[۴]. بازنمایی فضای فاز (فضای حالت) یکی از رویکردهای حوزهٔ زمان است که راه را برای تحلیل رفتار پویای یک سیستم با ورودی‌ها و خروجی‌های چندگانه فراهم می‌کند. تجزیه‌وتحلیل‌ها بر اساس سیگنال EEG پایدار است، اما یک روش جایگزین استفاده از سیگنال‌های EEG پویای متغیر با زمان است. طرح پوآنکاره (نقشهٔ بازگشتی) یک نوع رویکرد فضای فاز است که در یک صفحهٔ دوبُعدی توصیف می‌شود. در این طرح یک سیگنال زمان‌بندی‌شده پس از یک تأخیر زمانی در برابر خودش رسم می‌شود[۱۱،۱۲]. با معرفی مختصات تأخیری، هر نقطه در مجموعهٔ رخدادها در چهارچوب رخدادهای دیگر در یک‌زمان قبلی در فضای دوبُعدی جاسازی شده است. این روش تحلیل نیازی به پیش‌پردازش یا فرض دادگان ایستا ندارد[۱۳]. الگوی پراکندگی در طرح پوآنکاره نشان‌دهندهٔ تصادف و تغییرات در سیگنال‌ها است[۱]. به‌عنوان نمونه طرح پوانکارهٔ 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[۸].

با توجه به پیچیدگی سیگنال EEG که همراه با عمیق شدن مراحل خواب کاهش می‌یابد[۱۴،۱۵]، اندازه‌گیری طرح پوآنکاره می‌تواند به‌طور بالقوه تغییرات EEG وابسته به بیهوشی را تعیین کند. بااین‌حال، کاربرد بالینی طرح پوآنکاره برای تجزیه‌وتحلیل سیگنال EEG محدود شده است[۱۴]، [۱۶]، [۱۷].

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[۱۴]. در این پژوهش کاهش پیچیدگی سیگنال‌های EEG در مرحلهٔ ۴ خواب در مقایسه با مرحلهٔ ۲ نیز گزارش شده است. تا به امروز رویکرد مبتنی بر فضای حالت برای تجزیه‌وتحلیل سیگنال EEG در حالت‌های مختلف بیهوشی محدود است. بنابراین اطلاعات کمی در مورد طرح‌های پوآنکارهٔ سیگنال EEG در بیماران تحت سطوح مختلف بیهوشی وجود دارد[۸].

شولز و همکارانش در سال ۲۰۱۷ به بررسی روش‌های پیچیدگی برجستهٔ دینامیک‌های غیرخطی نظیر دینامیک نمادین، تجزیه‌وتحلیل پوآنکاره و آنتروپی فشرده در سری زمانی حیاتی پرداختند[۱۸]. 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 لبهٔ طیفی ۹۵ (SEF95) و شاخص BIS پرداختند[۱]. کمّی‌سازی طرح پوآنکاره با SEF95، منعکس کنندهٔ تغییرات وابسته به بیهوشی در نوسان EEG است. در پژوهشی دیگر، هایاشی و همکارانش در سال ۲۰۱۵ به تجزیه و تحلیل پوآنکارهٔ سیگنال EEG در هنگام بیهوشی سووفلوران پرداختند[۸]. آن‌ها از ویژگی‌های استخراجی از طرح پوآنکاره نظیر SD2، SD1 و SD1/ SD2 (SD12) استفاده کرده‌اند. طرح پوآنکاره سیگنال EEG ثبت‌شده از ناحیهٔ پیشانی می‌تواند تغییرات قابل‌توجهی در عمق بیهوشی ناشی از غلظت‌های مختلف سووفلوران را تشخیص دهد. بولانوس و همکارانش در سال ۲۰۱۶ به ارزیابی تکسین- بی‌حسی نسبت به درد توسط طرح پوآنکارهٔ سیگنال EEG پرداختند[۱۹]. نتایج آن‌ها نشان داده است SD12 حاوی اطلاعات مفیدی دربارهٔ سطح تسکین بوده و همچنین دو شاخص SD1 و SD2 بهترین پاسخ طبقه‌بندی

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-11]

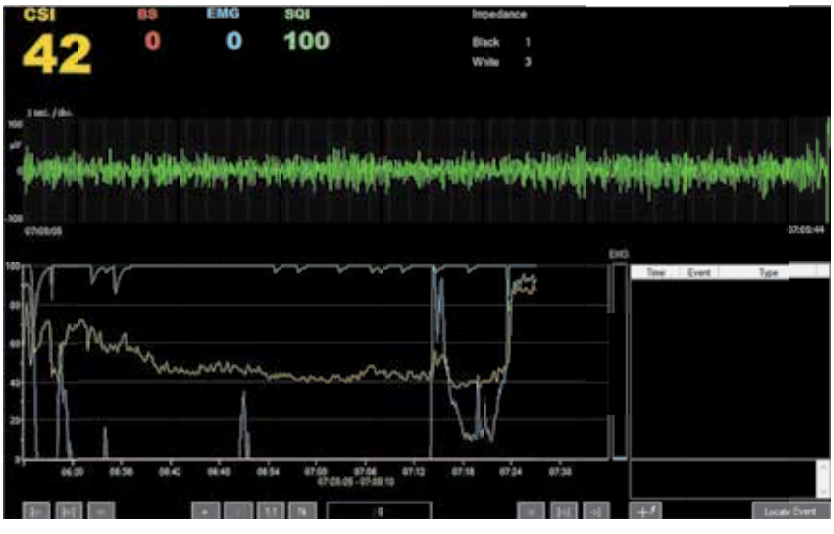
عملکـرد را بـه محرّک‌هـای خطرنـاک داشـتند.
بریگنـول و همکارانـش در ۲۰۱۳ روش‌هـای فضـای فـاز و طیـف تـوان را بـرای طبقه‌بنـدی خـودکار خـواب از بیـداری مبتنـی بـر سـیگنال EEG در انسـان ارائـه دادنـد[۱۷]. نتایـج پژوهـش آن‌هـا نشـان می‌دهـد کـه رویکـرد فضـای فـاز عملکـرد بهتـر را در مـورد کوتاه‌مـدّت و همچنیـن طـول دوره‌هـای کوتاه‌مـدّت ۳۰ ثانیـه‌ای ارائـه می‌دهـد. اُتزنبرگـر و همکارانـش در سـال ۱۹۹۷ بـه بررسـی رابطـهٔ زمانـی بیـن دینامیـک تغییـرات ضربـان قلـب (HRV) و فعالیـت EEG در هنـگام خـواب در انسـان پرداختنـد[۲۰]. نتایـج آن‌هـا نشـان می‌دهـد کـه تغییـر HRV و فعالیت‌هـای EEG در طـی خـواب در افـراد طبیعـی بسـیار نزدیـک اسـت. سـو و همکارانـش در سـال ۲۰۱۲ بـه ارائـهٔ شـاخص‌های طـرح پوآنـکاره از HRV در تشـخیص مدولاسـیون خودبه‌خـودی پویـا در هنـگام القـای بیهوشـی عمومـی پرداختنـد[۲۱]. در ایـن پژوهـش از ۲۸ بیمـار سـیگنال قلبـی ثبـت شـده اسـت. ویژگی‌هایـی نظیـر SD1،SD2 و SD12 از طـرح پوآنـکاره و همچنیـن ویژگی‌هـای HF، LF و HF/LF از طیـف تـوان اسـتخراج شـده اسـت. مـورارو در سـال ۲۰۰۶ بـه تجزیـه وتحلیـل حـوزهٔ اطلاعـات سـیگنال‌های فیزیولوژیکـی پرداخـت[۲۲]. همچنیـن مطالعـهٔ مقایسـه‌ای بـا اسـتفاده از طـول دورهٔ کوتـاه و اسـتاندارد اندازه‌گیـری پوآنـکاره از سـیگنال EEG توانایـی تعییـن عمـق بیهوشـی را دارد[۱].
هـدف ایـن پژوهـش بـه اشـتراک‌گذاری نتایـج کاربـردی یکـی از روش‌هـای غیرخطـی سـاده و جالـب بـه نـام طـرح پوآنـکاره اسـت. بـه ایـن معنـا، تغییـرات کوتاه‌مـدت و تصادفـی سـیگنال EEG بازتـاب شـده در طـرح پوآنـکاره ممکـن اسـت بـا افزایش عمـق بیهوشـی کاهـش یابد.
سـاختار ایـن پژوهـش بدین‌صـورت اسـت کـه در بخـش دوم بـه معرفـی داده‌ی پژوهـش پرداختـه می‌شـود. در بخـش سـوم بـه مـواد و روش‌هـای پژوهـش شـامل تجزیـه‌و تحلیـل طـرح پوآنـکارهٔ سـیگنال مغـزی و ویژگی‌هـای اسـتخراجی از آن پرداختـه می‌شـود. در بخـش چهـارم نتایـج پژوهـش آورده می‌شـود و درنهایـت بـه بحـث و نتیجه‌گیـری پرداختـه می‌شـود.

مواد و روش‌ها

داده تحقیـق: سـیگنالEEG بـا دو دسـتگاه پایـش حالـت مغـزی (CSM)[۲۳] مـدل M1 و M2 در اتـاق عمـل بیمارسـتان آموزشـی شـهدای تجریـش تحـت پوشـش دانشـگاه شـهید بهشـتی ثبـت شـده اسـت (Danmeter, Denmark)[۲۴]. روش نمونه‌گیـری آسـان در ایـن پژوهـش اسـتفاده شـده اسـت. سـیگنال EEG بـه کمـک سـه الکتـرود سـطحی در محل‌هـای وسـط پیشـانی، سـمت چـپ پیشـانی و ماسـتوئید سـمت چـپ از ۳۰ بیمـار بـا نـرخ نمونه‌بـرداری ۱۰۰ هرتـز ثبـت شـده اسـت. بـا توجـه بـه کیفیـت داده، سـیگنال EEG ۲۲ بیمـار در شبیه‌سـازی‌ها اسـتفاده می‌شـود.
بـه دلیـل اجتناب از آرتیفکت‌های ناشـی از عمل جراحی، عمده‌ی بیمـاران تحـت جراحی‌هـای عمومـی، اورولـوژی و جراحی‌هـای قسـمت پایین‌تـر از گـردن قـرار گرفته‌انـد. جمعیـت موردمطالعه بـه دلیـل نـوع تنـوع در جراحی‌هـای مختلف کـه در ادامه شـرح داده می‌شـود، امـکان قابلیـت تعمیـم در نتایج را فراهـم می‌آورد. پروتکل بیهوشـی برای همه‌ی بیماران یکسـان در نظر گرفته‌شـده تا رفتار بیهوشـی ایجادشـده، مسـتقل از ترکیب داروها و پروتکل بیهوشـی باشـد. شـرایط ورود بیماران به مطالعه شـامل ۱) کلاس ۱ و ۲ انجمـن بیهوشـی آمریـکا (ASA)[۲۵] و ۲) تحت عمل‌های جراحـی بیـرون آوردن غـده‌ی پروسـتات، وازووازوسـتومی، فتـق، فتـق نـاف، واریکوسـل بیضـه، عمـل جراحـی بلندکـردن تاندون، افتادگـی مثانـه، رزکسـیون تومور مثانـه از طریق مجرا، سـندروم خروجـی قفسـه‌ی سـینه، بسـتن لوله‌هـای رحمـی، تیروئیـد، و شکسـتن سـنگ حالـب از طریـق مجـاری ادرار اسـت. شـرایط خـروج بیمـاران از مطالعـه شـامل ۱) بیمـاران بـا جراحی‌هـای بـالای گـردن، ۲) وجـود زخم و عفونـت در محل اتصـال الکترود، و ۳) کیفیـت نامناسـب سـیگنال مغزی ثبت‌شـده در هنگام عمل جراحـی اسـت. همچنیـن لازم بـه ذکر اسـت اختلالاتـی از قبیل اکسیژناسـیون، ونتیلاسـیون و همودینامیـک در طـی سـه مرحلهٔ بیهوشـی رخ نداده اسـت.
داده‌ی ۸ بیمـار زن و ۱۴ بیمـار مـرد بـا گسـتره‌ی سـنی ۱۵ تـا ۷۵ سـال و گسـتره‌ی وزنـی ۵۰ تـا ۹۶ کیلوگـرم وجـود دارنـد. متوسـط سـن بیمـاران ۴۴/۳۶ بـا انحـراف معیـار ۱۹/۹۳

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-11]

و همچنین متوسط وزن بیماران ۶۸/۶۴ با انحراف معیار ۱۲/۹۹ است. همچنین همه‌ی بیماران به‌منظور رعایت مسائل اخلاقی در پژوهش مورداشاره [۲۴] فرم رضایت آزمایش را پُر کرده‌اند. محیط نرم‌افزار CSM link در شکل ۱ به نمایش گذاشته شده است.



شکل ۱: نمایش محیط نرم‌افزار CSM Link

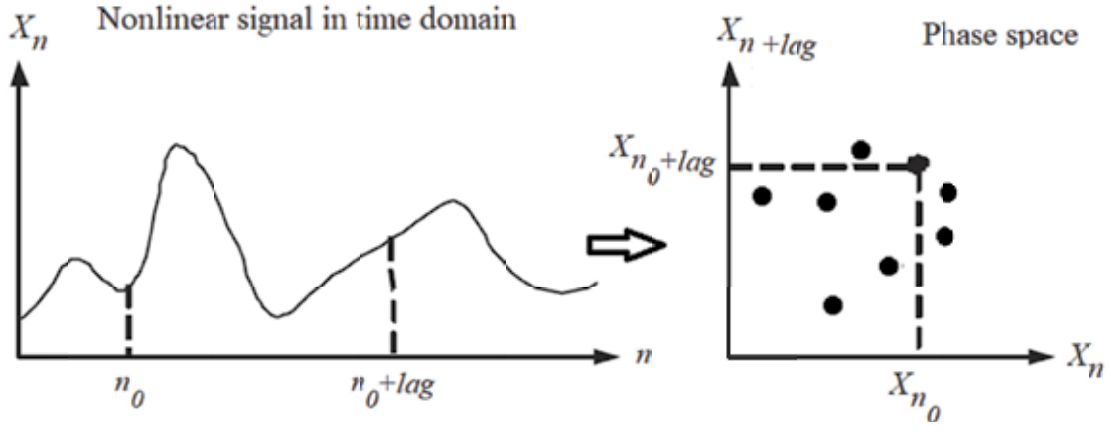
مراحل بیهوشی بیمار در حالت کلی شامل سه مرحله‌ی القاء، نگهداری و به هوش آمدن است [۲۴]. بیماران معمولاً داروهایی را قبل از این سه مرحله به‌عنوان پیش‌دارو دریافت کرده است. در مرحله‌ی القاء، در ابتدا ۰/۰۳ mg/kg میدوزولام و ۲ µ/kg فنتانیل دریافت کرده‌اند. در ادامه‌ی القاء ۵ mg/kg تیوپنتال (در ابتدا ۴ mg/kg و سپس ۱ mg/kg در هنگام لوله‌گذاری تراشه) دریافت کرده‌اند. همچنین در مرحله‌ی القاء داروی سیس‌آتراکوریوم به‌عنوان NMBA با مقدار مجاز ۰/۱ mg/kg تزریق شده است. در دوره‌ی نگهداری ترکیبی از داروهای پروپوفول از طریق پمپ تزریق با مقدار مجاز ۷۵-۱۰۰ µg/kg/h، گاز نیتروز اکساید (N_2O) به‌صورت ترکیب با گاز اکسیژن توسط دستگاه بیهوشی و داروی شُل‌کننده سیس‌آتراکوریوم به بیمار داده شده است. درصورتی‌که عمق بیهوشی بیمار مطابق معیار CSI از حد موردنظر پزشک یا ۶۰ بالاتر بوده است، ۰/۵ mg/kg تیوپنتال به بیمار تزریق شده است یا داروی پروپوفول به‌صورت یک‌باره با توجه به نظر پزشک داده شده است. همچنین درصورتی‌که میزان شُلی عضلات بیمار از حد معینی کمتر بوده است، داروی سیس‌آتراکوریوم تزریق شده است. هر یک ساعت داروی مخدر فنتانیل با مقدار مجاز ۰/۵ µg/kg به بیمار داده شده است. درنهایت در مرحله‌ی به هوش آمدن کلیه‌ی داروها قطع شده است (برگرفته از [۲۴]).

منحنی‌های پوآنکارهٔ تأخیردار

طرح پوآنکاره یک نمایش هندسی به‌صورت دیداری و کمّی از سری زمانی در صفحهٔ کارتزین است [۲۶] که با طرح‌ریزی نقاط متوالی سری زمانی سیگنال مغزی $X_n, n=1,2,\ldots,N$ در فضای فاز یا صفحهٔ کارتزین، طرح دوبُعدی ایجاد می‌کند [۲۷]. به‌عبارت‌دیگر طرح پوآنکاره یک رویکرد تحلیلی غیرخطی در یک صفحهٔ دوبُعدی است که در آن یک سیگنال زمان‌بندی‌شده پس از یک تأخیر زمانی (lag) در برابر خودش (X_n, X_{n+lag}) رسم می‌شود [۱،۲۸]. بهینه‌سازی زمان تأخیر در طرح‌های

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-11]

پوآنکاره برای به دست آوردن بیشترین اطلاعات مفید از یک سیگنال اهمیت دارد. تقریباً ۴/۱ تا ۵/۱ چرخهٔ غالب ریتم فرکانسی بتا (۳۰ هرتز) در نظر گرفته می‌شود (در اینجا ۶ میلی‌ثانیه). نمایشی از بازسازی فضای فاز در شکل ۲ به نمایش گذاشته شده است.



شکل ۲: نمایشی از بازسازی فضای فاز. طرح پوآنکاره یک رویکرد تحلیلی غیرخطی در صفحهٔ دوبُعدی است که در آن یک سیگنال زمان‌بندی‌شده پس از یک تأخیر زمانی در برابر خودش رسم می‌شود.

به‌عنوان نمونه $X_n=(X_1,X_2,\ldots,X_{N-1})$ و $X_{(n+1)}=(X_2,X_3,\ldots,X_N)$ بدین شرح در نظر گرفته می‌شوند. معادلهٔ خط مشخصه $X_n=X_{n+lag}$ است و بیانگر خط فرضی قطری با زاویهٔ ۴۵ درجه ($\theta=\pi/4$ rad) است. محور طرح پوآنکاره به محور مجموعهٔ جدید با چرخش ۴۵ درجه مربوط می‌شود[۲۹]، 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 کمّی بنام‌های انحراف معیار میزان پراکندگی نقاط عمود بر خط مشخصه (SD1) به‌عنوان تغییرات کوتاه‌مدّت و انحراف معیار میزان پراکندگی در طول خط مشخصه (SD2) به‌عنوان تغییرات بلندمدّت را استخراج نمود[۳۰،۳۱]. به‌عبارت‌دیگر نصف قطرهای کوچک و بزرگ بیضی برازش شده (به ترتیب SD1 و SD2 از سنجش در 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 رابطهٔ [۲] محاسبه می‌شوند[۳۲].

(۲)

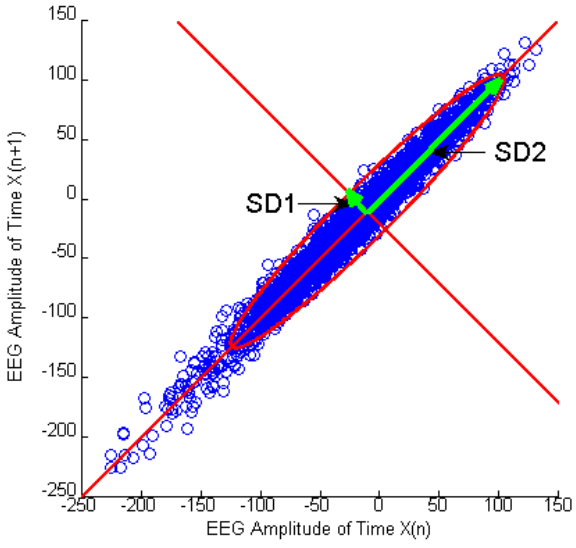
$$SD1 = \sqrt{var\frac{X_n - X_{n+lag}}{\sqrt{2}}} = \frac{\sqrt{2}}{2} SD\left(X_n - X_{n+lag}\right)$$

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

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

که var بیانگر پراش و SD بیانگر انحراف معیار سیگنال زمانی است. طرح پوآنکارهٔ استاندارد با تأخیر واحد از یک سیگنال مغزی نمونه در شکل ۳ نشان داده شده است.

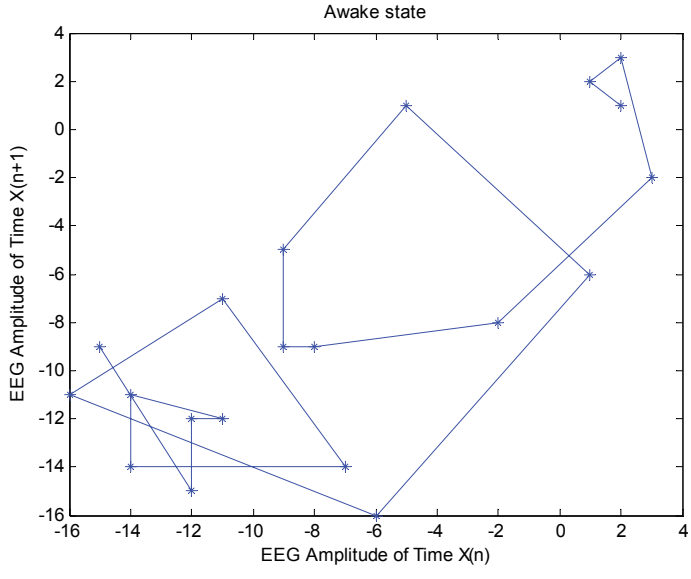
[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-11]



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.

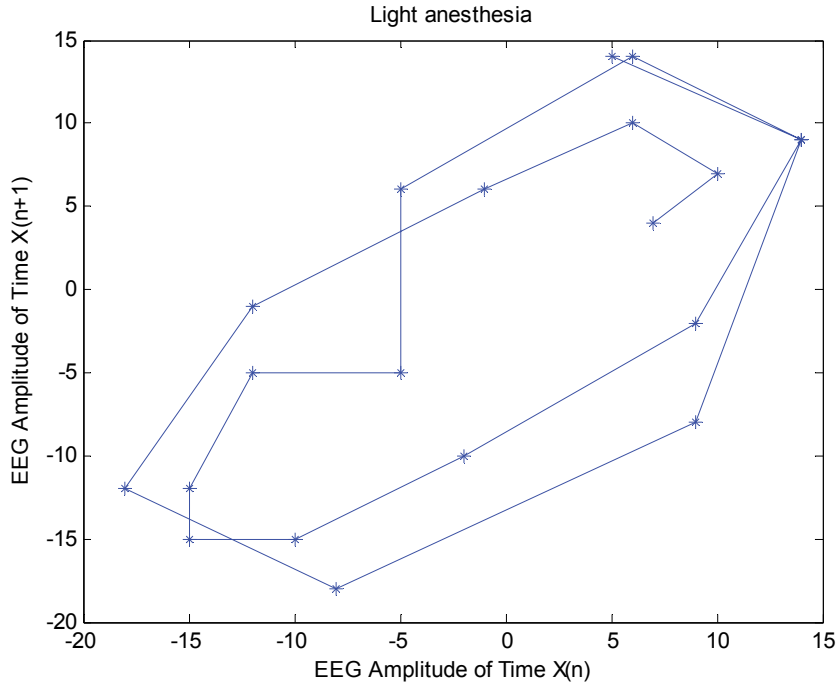
نتایج

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 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.

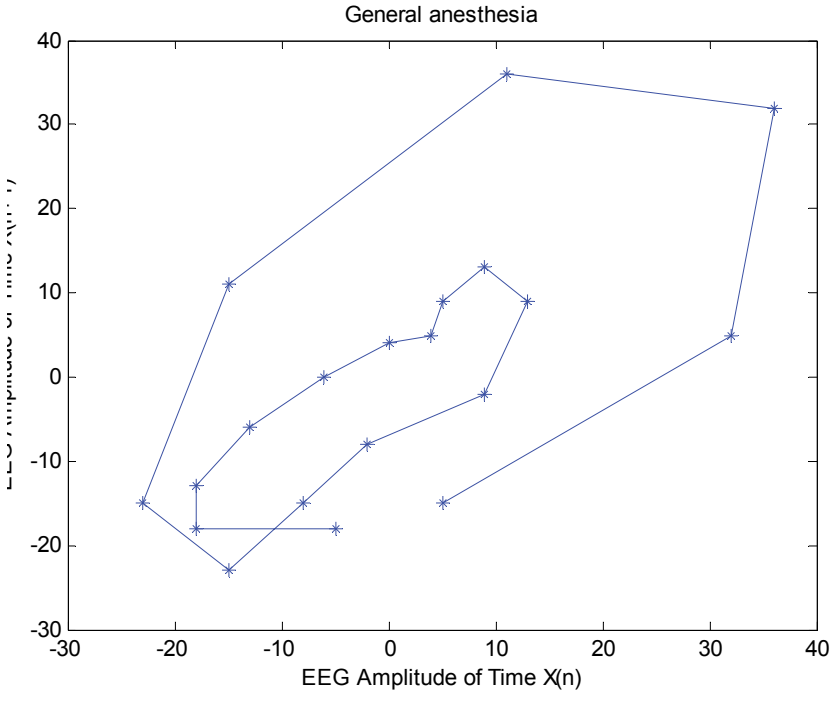


شکل ۴: دینامیک زمانی ۲۰ نقطه از فواصل مشابه از یک رکورد در حالت بیداری

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-11]



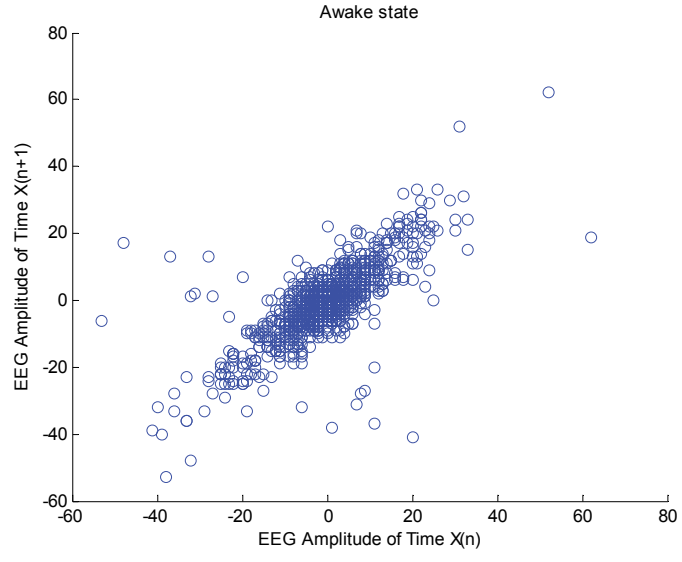
شکل ۵: دینامیک زمانی ۲۰ نقطه از فواصل مشابه از یک رکورد در حالت بیهوشی سبک



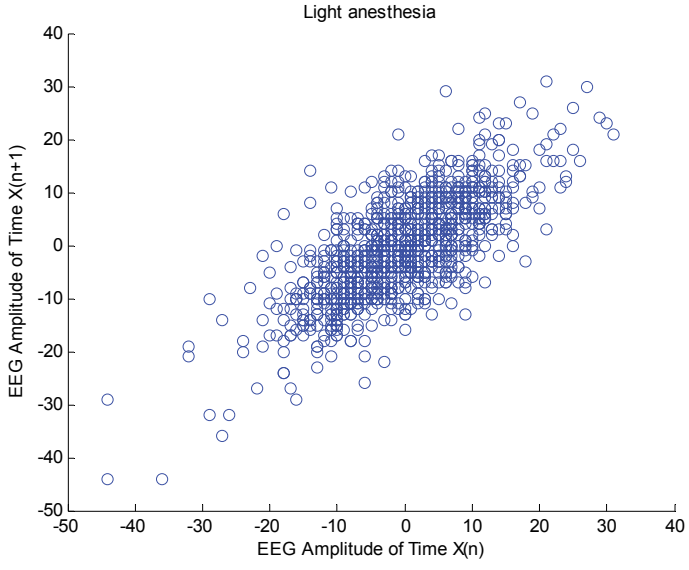
شکل ۶: دینامیک زمانی ۲۰ نقطه از فواصل مشابه از یک رکورد در حالت بیهوشی عمومی

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-11]

تأخیرهـای زمانـی مختلـف بینـش بهتـری نسـبت بـه سـری زمانـی ارائـه می‌دهنـد. غالبـاً تأخیرهـای زمانـی ترکیبـی از طـول چرخـه یـا زمـان نمونه‌بـرداری سـیگنال هسـتند. طرح‌هـای پوآنـکاره بـرای قطعه‌هـای ۱۰ ثانیـه‌ای سـیگنال مغـزی محاسـبه شـده‌اند. طـرح پوآنـکاره اسـتاندارد بـا تأخیـر واحـد از یـک رکـورد بـرای یـک قطعـه سـیگنال مغـزی حالت‌هـای بیـداری، بیهوشـی سـبک و بیهوشـی عمومـی بـه ترتیـب در شـکل‌های ۷، ۸ و ۹ ترسـیم شـده اسـت.

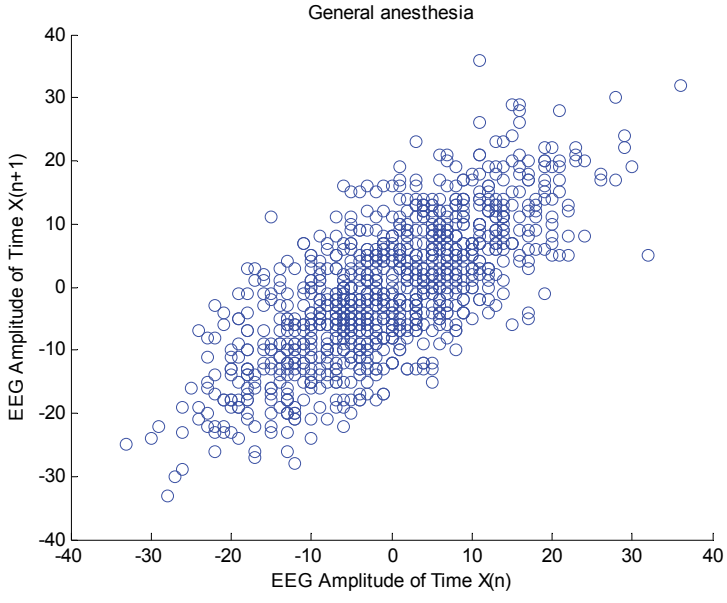


شکل ۷: طرح پوآنکاره استاندارد با تأخیر واحد از یک قطعه سیگنال مغزی در حالت بیداری



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

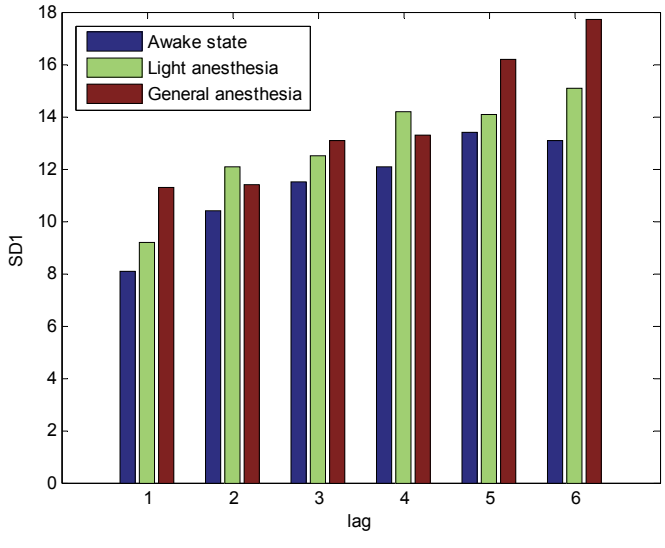
[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-11]



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

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

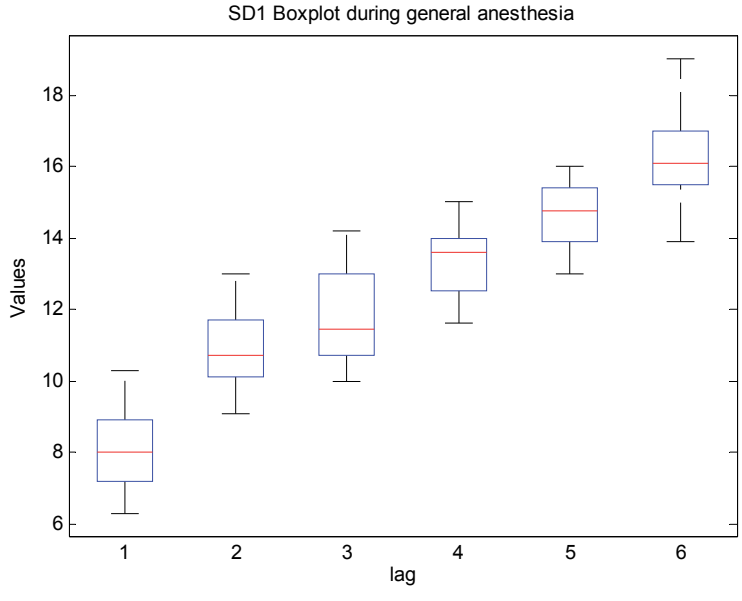
پس از رسم طرح پوآنکاره، مقادیر SD1 محاسبه شده است. در هنگام بیهوشی مقدار SD1 با اعمال تأخیر واحد ۱/۲±۸/۱ و با تأخیر شش ۰/۸±۱۵/۹ شده است. شکل ۱۰ اثر تأخیرهای مختلف را بر مقدار SD1 در سه مجموعه داده نشان می‌دهد. در سه مجموعه معمولاً با افزایش تأخیر مقدار SD1 افزایش یافته است.



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

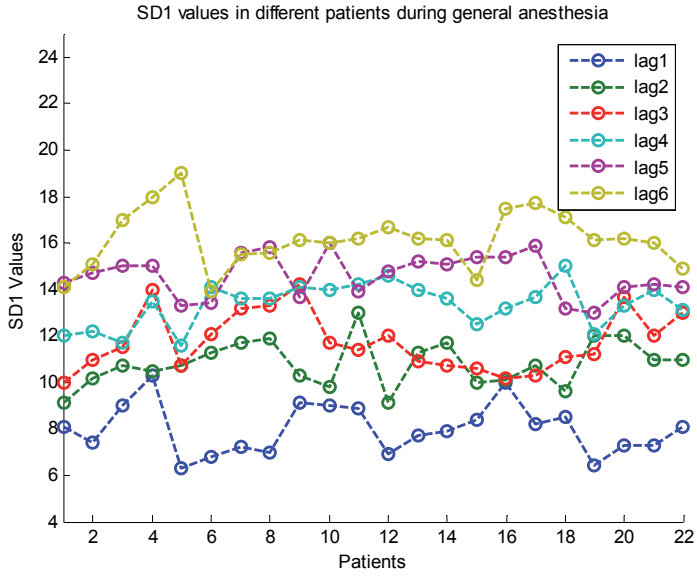
[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-11]

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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-11]

بحث و نتیجه‌گیری

این پژوهش اثر افزایش تأخیر در طرح پوآنکاره را بر سیگنال مغزی در حالت‌های مختلف بیهوشی مورد مطالعه قرار داده است. نتایج نشان می‌دهد که در حالت‌های مختلف بیهوشی طرح‌های پوآنکاره 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 فاصلهٔ 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 پوآنکاره در هنگام بیهوشی قابل‌مقایسه با قبل از آن است و طرح‌های پوآنکاره 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 مجموعهٔ 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 موردمطالعه است، اما با توجه به روش تجزیه‌و تحلیل پوآنکاره برای به دست آوردن دینامیک سیگنال مغزی کافی است. سادگی محاسبهٔ عرض طرح پوآنکاره 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 پوآنکاره نظیر نسبت SD1/ SD2 (SD12) به‌عنوان ارتباط بین این مؤلفه‌ها، مساحت بیضی برازش شده بر نمودار پوآنکاره (S=π*SD1*SD2)، واریانس کل سری زمانی($SDRR = \frac{1}{\sqrt{2}}\sqrt{SD1^2 + SD2^2} = SDNN$)، یا عدم تقارن آن را مورد مطالعه قرار داد.

تشکر و قدردانی

از آقای دکتر محمّدباقر شمس‌الهی به خاطر در اختیار گذاشتن داده‌ی پژوهش صمیمانه سپاسگزاری می‌شود.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-11]

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 AnesthesiaPreliminary 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.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-11]

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.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-11]

Journal of Anesthesiology and Pain Winter 2018, Vol 8, NO 2

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

Seyyed Abed Hosseini [1*]

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 ± 1.2 and a six-unit delay of 15.9 ± 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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-11]