مقاله
پژوهشی

ارائه یک سیستم ترکیبی هوشمند به منظور پیش بینی وقوع حملات تشنجی ناشی از صرع براساس تاخیرهای بهینه در سری‌های زمانی و الگوریتم‌های انطباقی فازی–عصبی

محمد فیوضی[1]، جواد حداد نیا [2 و 3]، علیرضا مسلم [4]، محمد محمدزاده [5*]

[1]دانشجوی دکتری مهندسی برق، دانشکده مهندسی برق، دنشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران.
[2]دانشیار مهندسی پزشکی، مرکز تحقیقات فناوری های نوین پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سبزوار، سبزوار، ایران
[3]دانشیار مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه حکیم سبزواری، سبزوار، ایران.
[4]استادیار بی هوشی، گروه اعصاب، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سبزوار، ایران
[5]دانشیار فیزیولوزی، مرکز تحقیقات سالمندشناسی، دانشگاه علوم پزشکی سبزوار، ایران
* **نویسنده مسئول:** مرکز تحقیقات سلامت سالمندان ، دانشگاه علوم پزشکی سبزوار، سبزوار، ایران
پست الکترونیک: mohamadzadehm@medsab.ac.ir

چکیده

زمینه و هدف: *از مهم‌ترین نشانه‌های صرع می‌توان به تشنج، اشاره کرد. پیش بینی و تشخیص به‌موقع حمله تشنجی به طور چشمگیری آسیب‌های ناشی از آن را در افراد صرعی کاهش می‌دهد. از مشکلات اساسی مربوط به این اختلال عصبی عدم توانایی در پیش بینی به موقع وقوع حملات تشنجی می‌باشد.*

مواد و روش کار: *به دلیل تصادفی بودن فرآیندهای الکتریکی منجر به صرع رفتار سیگنال‌های مغزی را به صورت یک دنباله در واحد زمان می توان بیان کرد. این تحقیق ۳۰۰ مصروع در سه گروه طبیعی، مرحله قبل از تشنج و تشنج بررسی شدند. بر این اساس داده‌ها پس از دریافت، پیش پردازش شدند، سپس به دنبال استخراج ویژگی‌های خاص، توسط الگوریتم پیشنهادی، پیش بینی قابل قبول و مناسبی بر روی آن‌ها صورت می‌گیرد. در نهایت به منظور اعتبار سنجی نهایی، از روش ارزیابی چند دسته‌ایی هم عرضی (k-fold) استفاده شده است.*

یافته ها: *ابتدا توسط تبدیل پردازشگر ویولیت (WT3) آرتیفکت‌های احتمالی حذف شد، در مرحله بعد توسط الگوریتم هوشمند پرندگان (BPSO4) بهترین ویژگی‌ها (تاخیرها) بدست آمد، سپس توسط الگوریتم ماشین بردار پشتیبان (SVM5)، کاهش بعد ویژگی‌ها (تاخیرها) به منظور مدیریت داده‌ها انجام شد. در پایان ارزیابی نهایی و اعتبار سنجی نهایی صورت گرفت، تا دقت الگوریتم با ۲ واحد زمانی تاخیر در پیش بینی تایید شود.*

نتیجه گیری: *سیستم پیشنهادی در قالب ترکیب و تعامل به دقت پیش بینی بالایی دست یافت. روش‌های حاضر علی رغم دقت بالا؛ در پیش بینی توانایی چندانی ندارند. مقایسه این روش و روش‌های موجود نشان از دقت و کارایی بالای این سیستم دارد.*

واژه های کلیدی: *صرع، پیش بینی، الکتروانسفالوگرام ، سری زمانی، سیستم‌های هوشمند.*

مجله دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی سال ۹۴؛ دوره ۷ (۱):۱۴۶-۱۳۳
Journal of North Khorasan University 2015;7(1):133-146

وصول:۹۲/۱۰/۹
اصلاح: ۹۳/۲/۱۵
پذیرش: ۹۳/۳/۵

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-11-21]

مقدمه

یکی از مهم‌ترین مشکلات عصر کنونی، ظهور و بروز انواع بیماری‌های مربوط به دستگاه عصبی است. برخی ازاین بیماری‌ها، نظیر صرع و سکته‌های عصبی – ماهیچه‌ای قلب، گریبان گیر تعداد قابل ملاحضه‌ایی از افراد جامعه در رده‌های سنی و در طبقات اجتماعی مختلف است [۱]. صرع یک اختلال نورولوژیکی (Neurological disorder) است که میلیون‌ها نفر را در جهان گرفتار ساخته است [۲] و علت آن را نقص در فعالیت الکتریکی سلول‌های مغزی به دلیل افزایش تحریک پذیری سلول‌های عصبی می‌دانند [۳]. صرع یک آشفتگی ناگهانی و گذرا در عملکرد مغز است، که از فعالیت همزمان نورون‌ها در یک شبکه وسیع نورونی حاصل می‌شود [۴]. لرزش برخی ماهیچه‌های ناحیه صورت و گردن از آثار حملات صرعی می‌باشد. علی‌رغم اینکه بیش از۴۰ سال از فعالیت و بررسی در زمینه پاتوفیزیولوژی صرع می‌گذرد، هنوز آشکار سازی و پیشگویی آن در حال بررسی است ولی نشان داده شده است که آشکارسازی تخلیه‌های نورونی صرعی – یعنی امواج تیز – در سیگنال الکترآنسفالوگرام گامی مهم در تشخیص، درمان و حتی پیش بینی اختلال عصبی است [۵]. در چنین مواردی بررسی سیگنال الکترونسفالوگرام (EEG)، که ثبت پتانسیل‌های الکتریکی تولید شده در سلول‌های عصبی قشر مغز است، اطلاعات مهمی از بی نظمی‌ها و رفتار نورون‌ها در اختیار ما خواهد گذاشت. در چند سال اخیر توجه قابل ملاحضه‌ایی به روش‌های داده کاوی در پزشکی شده است. به صورت تئوری ثابت شده است که یک گروه از کلاسه بندها یا سیستم‌های ترکیبی هوشمند، نتایج دقیق تری از بهترین آنها ارائه می‌کنند [۶-۱۲]. هر دسته داده و روش، دارای توانایی‌ها و ضعف‌های مربوط به خود بوده که ممکن است در یک سیستم داده کاوی خوب عمل کند و در جایی دیگر نتیجه مطلوب را ندهد [۱۳]. از این رو برای رسیدن به جوابی پایدار و مطلوب، میل به ترکیب روش‌های هوشمند رو به رشد است. تاکنون روش‌های بسیاری در غالب تحقیقات متعدد در زمینه حملات صرعی انجام شده است. در یکی از این موارد، Yambe و همکاران با استفاده از نمای لیاپانوف[1] و رفتار آشوبناک امواج مغزی و سری زمانی بحث پیش بینی و کنترل وقوع حملات تشنجی انجام شده است [۱۴]. در تحقیق دیگری، با استفاده از سیستم‌های انطباقی نروفازی ونمای لیاپانوف یک روش خودکار برای تشخیص صرع از امواج EEG معرفی گردیده است [۱۵]. سوباسی[2] نشان داد که با استفاده از ابزار حوزه موجک و سیستم‌های نروفازی تشخیص بیماری صرع با استفاده از تغییرات جزیی در سیگنال‌های مغزی انجام می‌شود[۱۶]. در گزارش‌های دیگری مشاهده می‌شود که با استفاده از استخراج ویژگی‌های تبدیل موجک و سیستم نروفازی تشخیص صرع انجام می‌شود [۱۸و۱۷]. در راستای این مطالعات Ghosh-Dastidar و همکاران نشان دادند که تشخص بیماری صرع توسط یک الگوریتم با ناظر امکان پذیر است. همچنین در استفاده از داده‌های آزمایشات بالینی فرد و نتایج ثبت EEG و بانک قواعد، سیستم فازی به منظور تشخیص حملات تشنجی گزارش داده است [۱۹]. در تحقیق دیگری مورمان[3] و همکاران با استفاده از الگوریتم‌های آزمایشگاهی بالینی و پزشکی و تشنج‌های ناقص پیش بینی بیماری را انجام داده‌اند [۲۰]. اصل تاخیر نیز برای پیش بینی وقوع صرع در گزارش دیگری مشاهده شده است [۲۱]. متاسفانه در هیچ کدام از موارد مشابه و مراجع مهم نمایه کننده انشارت علمی به لحاظ کیفیت کار اثری مشابه یافت نشد. در حالت کلی، ابتدا داده‌ها پیش پردازش می‌شوند، سپس توسط الگوریتم پیشنهادی بهترین تاخیرها شناسایی می‌شوند تا در مرحله آخر روش پیشنهادی، بر اساس بهترین تاخیرها، پیش بینی دقیقی از وقوع بیماری صرع رخ دهد. در این تحقیق هدف ارائه روش جدید به منظور پیش بینی وقوع حملات صرع است.

روش کار

۲-۱- داده‌های مورد استفاده:داده‌های مورد استفاده در این تحقیق، از داده‌های مربوط به سه دسته مختلف حالت طبیعی بیمار، مرحله قبل از تشنج و تشنج می‌باشند، که

[1] Lyapunov Exponent
2- Subasi
3 -Mormann

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-11-21]

توسط بخش صرع دانشگاه بن آلمان به صورت آنلاین بر روی سایت تهیه شده است [۲۲]. داده‌ها مربوط به صرعِ لوب گیجگاهی می‌باشند که هر گروه دارای ۱۰۰ نمونه EEG تک کاناله به طول ۲/۳۶ ثانیه است که با فرکانس ۱۷۳/۶۱ هرتز نمونه برداری شده است. هر قسمت از داده‌ها به صورت یک EEG مجزا در نظر گرفته شده است و بنابراین ۳۰۰ داده‌ی EEG در اختیار بود [۲۳]. دسته A, B ثبت سیگنال مغزی از سطح بوده و به ترتیب مربوط به داوطلبی سالم با چشمانی باز و بسته است. داده‌های C,D هنگام عدم حمله صرع و به ترتیب فرد بیمار با در نظر گرفتن صرع ژنتیکی و ثبت در نیمکره مخالف است. دسته E مربوط به فرد بیمار در خلال حمله صرعی است. دسته های A,B ثبت بر روی سطح و خارج جمجه بوده و دسته های C,D,E ثبت دورن جمجه‌ای است (شکل A-۱). در این تحقیق اساس کار بر روی دو دسته A,E بوده که به طور کامل دسته بندی می شود. نمایش دسته‌های پنج گانه A, B, C, D, E، به دلیل نزدیکی دامنه و برد سیگنال‌ها قابل نمایش نمی‌باشد، به همین خاطر از حالت لگاریتمی در محور طولی سیگنال‌ها برای نمایش همان پنج دسته سیگنال در یک بازه محدود، از شکل A-۱ استفاده می‌شود.

۲-۲- مسئله باز شناسایی الگو و انتخاب ویژگی: مسئلهٔ انتخاب ویژگی در واقع برگزیدن ویژگی‌هایی است که حداکثر توان را در پیشگویی خروجی دارا باشند [۲۴]. تعریف اینکه زیرمجموعهٔ بهینه چه می‌تواند باشد، به مسئله‌هایی که قصد داریم حل کنیم، وابسته است [۲۵]. الگوریتم‌های انتخاب ویژگی بسته به روند ارزیابی آن‌ها به دو دسته عمده تقسیم می‌شوند. اگر انتخاب ویژگی مستقل از هر گونه الگوریتم یادگیری انجام شود، (یعنی به صورت یک پیش پردازنده کاملاً مجزا)، آن روش را فیلتر می‌گویند که در این روش ویژگی‌های انتخاب شده قبل از پردازش حاصل می‌شوند. اگر روند ارزیابی با یک الگوریتم طبقه بندی در ارتباط باشد، روش انتخاب ویژگی را Wrapper یا حلقه بسته می‌نامند. دسته دوم معمولاً نتایج بهتری را منجر می‌شوند. یک سیستم شناسایی الگوی متداول شامل ۴ بخش است، استخراج ویژگی، انتخاب ویژگی، طراحی و آموزش طبقه بندی کننده و سرانجام آزمایش. در این تحقیق ازسیستم انطباقی فازی عصبی برای آزمایش، تکنیک بهینه سازی باینری پرندگان برای انتخاب بهترین ویژگی و الگوریتم SVM برای کلاس بندی و طبقه بندی نمونه‌ها استفاده می‌شود.

۲-۳- فرآیند روش پیشنهادی:در ابتدا داده‌ها از پایگاه اطلاعاتی دانشگاه بُن [۲۶] استخراج شدند، داده‌های مورد استفاده آغشته به آرتیفکت (نویزهای احتمالی) بود، به همین منظور از تبدیل موجک برای از بین بردن این نویزهای احتمالی استفاده شد. سپس از الگوریتم BPSO با توجه به تابع برازندگی تعریف شده مبنی بر انتخاب بهینه ترین (موثرترین) ویژگی‌ها (تاخیرها) استفاده گردید. از الگوریتم ماشین بردار پشتیبان (SVM) برای بررسی صحت انجام الگوریتمBPSO استفاده شد. این فرآیند اینقدر در الگوریتم BPSO به منظور افزایش حداکثری دقت انتخاب ویژگی و نتیجه مطلوب یعنی پیش بینی ساده بیماری تکرار شد تا اینکه بهینه ترین ویژگی‌ها (تاخیرها) بدست آیند. در نهایت پس از تعیین بهینه ترین (موثرترین) ویژگی‌ها (تاخیرها)، ورودی مناسب (تاخیر های بهینه) تحویل سیستم انطباقی فازی عصبی به منظور پیش بینی صحیح و دقیق وقوع حملات صرع شند.

۲-۳-۱- سری‌های زمانی: چنانچه هریک از رخ دادهای پیرامون اطراف به صورت یک دنباله در قالب اعداد و کمیت، مورد بررسی قرار گیرد، می‌تواند راهکاری برای پیش بینی مقادیر آتی آن باشد. این دنباله‌ها، صرفنظر از اینکه مربوط به چه پدیده و برخاسته از چه سازوکار و متأثر از چه عواملی باشند به نام (سری زمانی) تحلیل می‌شوند. البته، ناگفته نماند که بسیاری از مفروضات و اطلاعات موجود در مورد یک پدیده، می‌تواند در آنالیز سری زمانی مربوط مورد استفاده قرار گیرد. در یک سری زمانی متشکل از n نمونه (معادله ۱) مقادیر آتی سری، با ۳ روش عمده بدست می‌آید.

(۱)

$$x_1, x_2, x_3, \ldots, x_i, \ldots x_n$$

مقادیر آتی، تابعی از مقادیر قبلی خود است مانند معادله (۲)

(۲)

$$y(t) = f(x(t-1), \ldots, x(t-d))$$

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-11-21]

در مدل‌های دیگر سری‌های زمانی، پیش بینی رخداد آتی سیستم بر اساس رفتار آینده (معادله ۳) و یا ترکیبی از رفتار کنوی و رفتار آینده سیستم (معادله ۴) بیان می‌شود.

(۳)

$$y(t) = f(y(t-1),.....,y(t-d))$$

در سیستم آخر و مدل آخر رفتار سیستم تابعی از رفتار فعلی و مقداری نیز از رفتار آینده سیستم می‌باشد.

(۴)

$$y(t) = f(x(t-1),...x(t-d), y(t-1)...,y(t-d))$$

پیش بینی در سری های زمانی که از مدل‌های غیر خطی پیروی می‌کنند، نیازمند ابزارهای هوشمند و پیشرفته‌ای مانند شبکه‌های عصبی و یا سیستم‌های انطباقی فازی عصبی هستند. به طور خلاصه، هدف، یافتن یک خلاصه از بهترین عملکرد سیستم در گذشته است که ماشین پیش بینی کننده می‌تواند با مشاهده مقادیری از یک سری زمانی (گذشته سیستم)، مقادیر آتی آن را پیش بینی کند. علت استفاده از سری‌های زمانی این است که اگر بتوانیم یک نمودار با نمودار روند اجرایی سری، همزمان یا اصطلاحاً (fit) کنیم، می توانیم با توجه به رفتارسری حاصل از همزمانی با سری اصلی، رفتار سری اصلی را پیش بینی کنیم. برای مثال یکی از معروفترین سری‌های زمانی، سری استاندارد ([Mackey-glass equation ۲۷]) با معادله ۶ را در نظر بگیرید.

(۶)

$$\frac{dx}{dt} = \frac{x_2}{1+x_2^n} - ¥\, t \qquad ¥, \quad , n > 0$$

در این تحقیق نکته‌ی مهم بدست آوردن بهترین عملکرد و یا خلاصه‌ایی از گذشته‌ی سیستم است که توسط تبدیل ویولت گسسته (DWT) رفتار سیستم آماده می‌شود تا توسط طبقه بندی کننده‌هایی مانند الگوریتمBPSO و سپس الگوریتم SVM بهترین کارایی یا ویژگی سیستم در گذشته (تاخیر) بدست آید تا بوسیله الگوریتم انطباقی ANFIS رفتار آینده سیستم پیش بینی شود.

۲-۳-۲- تبدیل موجک Wavelet Transform: برای آنالیز بیوسیگنال‌ها همانند سیگنال‌های مغزی یکی از بهترین روش‌ها استفاده از آنالیز ویولت می‌باشد که در این تحقیق برای حذف آرتیفکت و استخراج ویژگی اطلاعات در آشکار سازی رخدادهای گذرا مانند حملات صرعی بسیار مناسب می‌باشد به طوری که دارای رزولوشن خوبی در زمان و فرکانس بوده است. تبدیل موجک از یکسری توابع پایه به فرم زیر تشکیل می‌شود که قابلیت نمایش اجزای فرکانسی و زمانی را دارد معادله ۷.

$$\cdot_{a,to}(t) = a^{\frac{1}{2}} \cdot \left(\frac{t-t_0}{a}\right)$$

(۷)

$\cdot(t)$ تابع ویولت مادر بوده که تبدیل ویولت طبق معادله (۸) در زیر می‌باشد.

(۸)

$$W(a,t_0) = \int_{-\infty}^{+\infty} h(t) \cdot {}^{*}_{a,b}(t)dt$$

آرتی فکت و فرکانس نویز ۵۰ هرتز برق شهر جزء عواملی است که باعث خرابی سیگنال EEG شده و مانع از تعیین دقیق مشخصات برای پزشک می‌شود. یکی دیگر از عوامل ایجاد این آرتیفکت‌ها پلک زدن بیمار، حرکت سر بیمار و حرکت کره چشم‌ها بوده که معمولاً دارای محدوده فرکانس پایین می‌باشد [۲۸]. در این پژوهش با اقتباس از [۲] و استفاده از آنالیز ویولت گسسته (DWT) این عوامل مخرب به شرح ذیل حذف شده است. ابتدا سیگنال‌ها به وسیله الگوریتم DWT به پنج زیر باند یا پنج مرحله تجزیه می‌شود. البته برای مشاهده، زیر باندها دارای وضوح و کیفیت نامناسبی است، به همین خاطر سیگنال مذکور را در یک بازه محدود می‌کنیم. سپس سیگنال تقریب مرحله پنجم که کمترین باند فرکانسی را دارا است و حاوی اطلاعات آرتی فکت می‌باشد حذف می‌گردد و مجددا سیگنال بازسازی می‌شود (شکل B-۱). در این تحقیق از تابع ویولت 'haar' جهت حذف آرتیفکت استفاده شد که علت آن شباهت نسبی با تابع آرتیفکت می‌باشد [۲]. در نهایت با اعمال این الگوریتم بر روی مجموعه سیگنال‌های A,E یک بانک اطلاعاتی برای پردازش نهایی تهیه می‌شود.

۲-۳-۳- الگوریتم حرکت دسته جمعی ذرات (BPSO): الگوریتم بهینه سازی حرکت دسته جمعی ذرات از جمله الگوریتم‌های جستجوی موازی مبتنی بر جمعیت است که توسط Kennedy و همکاران درسال ۱۹۹۵مطرح شد[۳۰و۲۹] که با یک گروه از جواب های تصادفی (پرندگان) شروع به کار می‌کند. هر ذره (پرنده) به صورت چند بعدی (بسته به نوع مساله) با دو بردار Vi[t] و Xi[t]

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-11-21]

که به ترتیب معرف موقعیت و سرعت فعلی در لحظه (t)ام از ذره iام هستند مشخص می‌شود. در هر مرحله از حرکت جمعیت، مکان هر پرنده با دو مقدار بهترین (p_best, g_best) توسط ۲ معادله ۹و۱۰ به روز می‌شود.

(۹)

$$V_i[t+1] = w \times v_i[t] + C_1 r_1 (X^{i,pbest}[t] + X_i[t]) + C_2 r_2 (X^{gbest}[t] - X_i[t])$$

(۱۰)

$$X_i[t+1] = X_i[t] + V_i[t+1])$$

در معادله ۹)، W ضریب اینرسی است (با درنظر گرفتن [۳۱])؛ به صورت خطی در بازه [0-1.25] قرار دارد. C_1 و C_2، میزان تجربه شخصی و گروهی در بازه [0-1.5] انتخاب می‌شود که بطور معمول برای هر دوی آنها از مقدار ۱/۵ و یا ۱/۲ استفاده شده است [۳۲،۳۳] دو عدد r1 و r2 نیز اعداد تصادفی در بازه [0-1] می‌باشند. برای جلوگیری از واگرایی الگوریتم سرعت پرنده به یک بازه محدود می‌شود، که V عضوی از دامنه [Vmin,Vmax] می باشد. معادله ۱۰ نیز بردار موقعیت فعلی پرنده را با توجه به سرعت جدید آن بروز رسانی می‌کند. تغییر معادله بروزرسانی الگوریتم باینری در ۲ گام انجام می‌شود، الف: استفاده از معادله (۹) برای تغییر سرعت و ب: اعمال تابع سیگموید در معادله ۱۱،

(۱۱)

$$S(v_{ij}[t+1]) = \frac{1}{1+e^{-v_{ij}[t+1]}}$$

جدول ۱: پارامترهای الگوریتم حرکت دسته جمعی ذرات

(۱۲) برای محدود کردن سرعت بین[0,1].

(۱۲)

$$X_{ij}[t+1] = \begin{cases} 1 & \text{if rand} > S(V_{ij}[t+1]) \\ 0 & \text{other wise} \end{cases}$$

در اینجا به منظور بهینه سازی فضای جواب‌های مساله از مدل الگوریتم باینری حرکت دسته جمعی ذرات (BPSO) استفاده می‌شود. ابتدا تمام ذرات در بازه [0 1] نرمالیزه می‌شود. با در نظر گرفتن یک رشته دودویی شامل ۵۰ بیت ۰ یا ۱ برای هر ذره، BPSO شروع می‌شود مانند بردار ۱.

00101011… … 00 01….. 00 1010 (۱)

"0" نمایانگر حذف ویژگی و" 1 "نمایانگر انتخاب آن ویژگی می‌باشد. البته برای ایجاد چنین برداری، باید ساختار برنامه را طوری محدود کرد که بطور تصادفی در هر تلاش ۵۰ ویژگی از سیگنال اصلی را بطور تصادفی با توجه به تابع هدف بررسی و آزمایش می‌کند تا بهترین ویژگی‌ها (تاخیرها) بدست آید. در این مسئله دقت شناسایی مهمتر از کوچک بودن زیرمجموعهٔ منتخب است. اگرچه بین دو مجموعه که به دقت یکسانی منجر می‌شوند، مجموعهٔ کوچک تر ترجیح داده می‌شود. بنابراین با توجه به نتایج مطلوب [۲۵] تابع برازندگی (۱۳) را پیشنهاد می کنیم.

$$Fitness = \sim .Accuracy + \frac{|n|-|s|}{|n|} \quad (۱۳)$$

|n| تعداد کل ویژگی‌ها و |s| تعداد ویژگی‌های منتخب است. جمله‌ی اول ضریبی از دقت شناسایی و جمله‌ی دوم ضریبی از نرخ کاهش ویژگی‌هاست. مجموع ضرایب α و β را ثابت و برابر 100 در نظر می‌گیریم. در این مسئله دقت شناسایی مهمتر است پس α بسیار بزرگ تر از β خواهد بود. Accuracy یا میزان صحت، بیشترین قدرت ویژگی‌های بازشناسی شده است که از توانایی جداسازی ویژگی‌ها در الگوریتم ماشین بردار پشتیبان بدست می‌آید. پارامترهای BPSO مطابق جدول ۱ تنظیم شده‌اند.

روند بررسی و ارزیابی در تابع هدف پیشنهادی در الگوریتم حرکت دسته جمعی ذرات در شکل ۲ مشخص شده است. بدیهی است که BPSO با چند زیر مجموعهٔ تصادفی شروع به کار می‌کند و در واقع، سعی دارد تعدادی زیر مجموعه را که حاوی بیشترین و مفیدترین اطلاعات هستند، به ما معرفی کند. بردارهای ویژگی کم بعد معرفی شده توسط BPSO برای آموزش طبقه بندی کنندهٔ SVM به کار برده می‌شوند.

۲-۳-۴- الگوریتم دسته بندی SVM: SVM یک الگوریتم یادگیری با سرپرستی است که می‌تواند در کاربردهایی نظیر جداسازی و طبقه بندی داده مورد استفاده قرار گیرد [۳۴]. این الگوریتم می‌تواند داده‌های

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-11-21]

آموزش را به دو دسته تقسیم کند. اصولاً داده‌ها توسط یک خط قابل جداسازی هستند، و در غیر اینصوت الگوریتم با نگاشت ویژگی‌ها به وسیله یک تابع به ابعاد بالاتر سعی می‌کند توسط یک فرا صفحه با دقت بالاتری داده‌ها را تفکیک نماید. در اثر اعمال الگوریتم SVM بر روی ۲ ویژگی در تلاش‌های اولیه شکل ۳ با قدرت طبقه بندی مشخص شده حاصل شد.

معادله ۱۴ رابطه فراصفحه طبقه بندی کننده داده‌ها است. معادلات ۱۵ و ۱۶ روابط فراصفحه‌های موازی بر اساس شرایط حداکثر حاشیه می‌باشند. در صورت ترسیم این توابع ساده فاصله بین دو صفحه حاشیه برابر $\frac{2}{\|w\|}$ می‌باشد.

$$w\times x - b = 0 \quad (۱۴)$$

$$w\times x - b = -1 \quad (۱۵)$$

$$w\times x - b = 1 \quad (۱۶)$$

در این روابط x متغییر ورودی، w بردار نرمال خط جدا کننده و b عرض از مبدا خط جدا کننده است [۳۵].

SVMدر اینجا نقش کلاس بندی نمونه‌های خروجی از تابع هزینه الگوریتم BPSO را دارد. به منظور تسریع و کاهش محاسبات در این کار از تابع خطی SVM به‌منظور جداسازی ویژگی‌ها استفاده شده است.

۲-۳-۵- الگوریتم انطباقی فازی- عصبی (ANFIS): الگوریتم ANFIS مورد استفاده یک مدل فازی سوگنو در قالب یک سیستم تطبیقی می‌باشد. ساختار ANFIS مورد استفاده دارای اجزایی اصطلاحا به نام گره می‌باشد، که گره‌های دایره‌ایی دایره‌ها بیان کننده گره‌های ثابت و مربع‌ها بیان کننده گره‌های تطبیقی هستند. در لایه اول، تمامی گره‌های تطبیقی هستند و خروجی این لایه، در جه عضویت فازی ورودی‌هاست که با روابط ۱۷ تا ۲۷ در زیر داده می‌شود:

(۱۷و۱۸)

$$O_i^1 = \mu_{Ai}(x) \qquad i = 1,2$$

$$O_i^1 = \mu_{Bi-2} \qquad i = 3,4$$

که $\mu_{Ai}(x)$ و μ_{Bi-2} می‌توانند هر تابع عضویت فازی باشند. برای مثال اگر از تابع عضویت Gaussian استفاده گردد $\mu_{Ai}(x)$ با رابطه ۱۹ داده می‌شود:

$$\mu_{Ai}(x) = e^{\frac{-(x-c_i)^2}{2\pm_i^2}} \quad (۱۹)$$

که C_i و $\pm_i$ پارامترهای تابع عضویت هستند که تابع Gaussian بر طبق آنها شکل می‌گیرد. در لایه دوم، گره‌ها ثابت بوده (گره‌های M) و بیان می‌شود که به عنوان یک ضرب کننده ساده عمل می‌کند. خروجی این لایه را می‌توان به صورت رابطه ۲۰ بیان کرد:

(۲۰)

$$O_i^2 = \mu_i = \mu_{Ai}(x)\mu_{Bi}(y) \qquad i = 1,2$$

که می‌توان آنها را به قدرت آتش قوانین تعبیر کرد. در لایه سوم نیز گره‌ها ثابت بوده و با N نشان داده شده‌اند و در نقش نرمال کننده قدرت‌های آتش از لایه قبلی عمل می‌کند. خروجی این لایه نیز به صورت رابطه۲۱ می‌باشد:

(۲۱)

$$O_i^2 = \acute{} = \frac{\mu_i}{\mu_1 + \mu_2} \qquad i = 1,2$$

این لایه را می‌توان به قدرت آتش نرمال شده تعبیر نمود. در لایه چهارم، گره‌های تطبیقی بوده و خروجی هر گره حاصلضرب قدرت آتش نرمال شده و چند جمله‌ای درجه اول برای یک مدل سوگنو درجه اول است. بنابراین خروجی این لایه را می‌توان به صورت رابطه ۲۲ زیر بیان کرد:

(۲۲)

$$O_i^4 = \mu_i f_i = \mu_i (p_i x + q_i y + r_i) \qquad i = 1,2$$

در لایه پنجم، یک گره ثابت با برچسب S می‌باشد که خروجی آن حاصل جمع سیگنال‌های ورودی به آن است رابطه۲۳.

(۲۳)

$$O_5^i \sum_{i=1}^{2} \mu_i f_i = \frac{\sum_{i=1}^{2} \mu_i f}{\mu_1 + \mu_2}$$

وظیفه الگوریتم یادگیری برای ساختار ANFIS ، میزان کردن پارامترهای قابل اصلاح $\{\pm_i, c_i\}$ و $\{p_i, q_i, r_i\}$ است تا خروجی ANFIS را هماهنگ با داده‌های آموزش سازد. هماهنگی که پارامترهای مقدم $\{\pm_i, c_i\}$ ثابت باشند، خروجی مدلANFIS را می‌توان به صورت رابطه ۲۴ بیان نمود:

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-11-21]

(۲۴)

$$f = \frac{\mu_1}{\mu_1+\mu_2} f_1 + \frac{\mu_2}{\mu_1+\mu_2} f_2$$

با قرار دادن معادله ۱۹ در معادله ۲۴ به معادله ۲۵ می‌رسیم:

$$f = \bar{}_1 f_1 + \bar{}_2 f_2 \quad (۲۵)$$

و با قرار دان قوانین if- then فازی در معادله۲۴ به رابطه ۲۵و ۲۶ خواهیم رسید:

(۲۶)

$$f = (\bar{}_1 x) p_1 + (\bar{}_1 y) q_1 + (\bar{}\,) r_1 + (\bar{}_2 x) p_2 + (\bar{}_2 y) q_2 + (\bar{}_2) r_2$$

که یک ترکیب خطی از پارامترهای موخر $\{p_i, q_i, r_i\}$ می‌باشد. برای شناسایی مقادیر بهینه این پارامترها از روش حداقل مربعات، استفاده شده است. روش حداقل مربعات (مسیر رو به جلو) برای بهینه کردن پارامترهای موخر با پارامترهای مقدم ثابت به کار می‌رود. هنگامی که پارامترهای موخر بهینه پیدا شدند، بلافاصله مسیر رو به عقب شروع می‌شود. روش کاهش نزولی خطا (مسیر رو به عقب) برای تنظیم پارامترهای مقدم وابسته به مجموعه‌های فازی در دامنه ورودی به کار می‌رود. خروجی ANFIS با استفاده ازپارامترهای موخر پیدا شده در مسیر رو به جلو محاسبه می‌شود. خطای خروجی نیز برای تنظیم پارامترهای مقدم به وسیله الگوریتم پس انتشار خطای استاندارد استفاده می‌گردد [۳۶]. مشخصات و ساختار سیستم استنتاج فازی بکار رفته در الگوریتم ANFIS در جدول ۲ نشان داده شده است. توابع عضویت استفاده شده در سیستم استنتاج فازی، از نوع "زد" می‌باشند که بر اساس معادله ۲۷ در ذیل تفسیر شده‌اند.

(۲۷)

$$f(x,a,b) = \begin{cases} 1 & x \le a \\ 1-2\left(\frac{x-a}{b-a}\right)^2 & a \le x \le \frac{a+b}{2} \\ 2\left(\frac{x-b}{b-a}\right)^2 & \frac{a+b}{2} \le x \le b \\ 0 & x \ge b \end{cases}$$

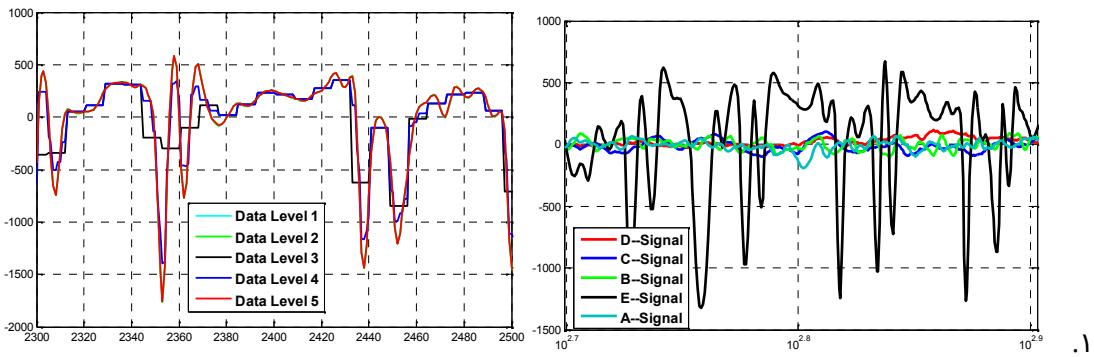
لازم به ذکر است که از مشخصات ساختاری الگوریتم ANFIS محدودیت در اعمال ورودی است. سیستمی که دارای ۴ ورودی و یک خروجی خواهد بود. از روش‌هایی که برای ایجاد ساختار فازی در شبکه‌های فازی-عصبی استفاده می‌شود به روش‌های میانگین فازی C (Fuzzy C-means)، روش زیر خوشه‌ایی (Sub. Clustering) و روش افراز شبکه‌ای (Grid Partitioning) و از روش‌های آموزش شبکه می‌توان به روش‌های پس انتشار خطا (Back Propagation) و روش ترکیبی کمترین مربعات و پس انتشار خطا (LS- Back Propagation) اشاره کرد که از این روش‌ها برای انتخاب بهترین نتیجه استفاده شده است.

یافته ها

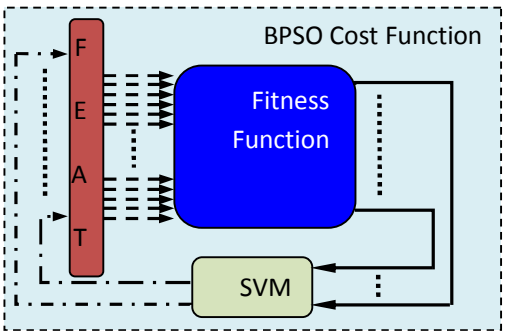
در حالت کلی میتوان تمام فرایند انتخاب ویژگی که منجر به تشخیص تاخیر می‌شود را اینگونه بیان کرد؛ توسط الگوریتم باینری حرکت دسته جمعی ذرات با توجه به تعداد ویژگی‌های گزارش الکترانسفالوگرام (EEG)، بردارهایی به ازای هر گزارش سرشار از "0" و"1" تولید می‌شود، رشته در مشخصات هر سیگنال (گزارش) ضرب شده و با توجه به" 0" یا " 1"شدن ویژگی‌های هر سیگنال آرایه حاصل وارد تابع هزینه (در تابع برازندگی) می‌شود، سپس خروجی تشخیصی هر سیگنال بدست آمده و متناسب با خروجی‌های تشخیصی، به منظور طبقه بندی صحیح، نتیجه وارد الگوریتم SVM شده و مجداد به الگوریتم BPSO باز می‌گردد.

این فرآیند در تابع هزینه الگوریتم BPSO و تکرار الگوریتم BPSO منجر به انتخاب بهترین جواب ممکن به منظور تشخیص تاخیر می‌شود. سپس توسط تاخیرهای تشخیص داده شده ورودی‌های متناسب با اعمال تاخیر در طول تمام سیگنال بانک داده‌ایی برای ورودی سیستم انطباقی عصبی فازی ایجاد می‌شود تا در نهایت پیش بینی صحیح صورت گیرد. برای اثبات قابلیت‌های سیستم پیشنهادی، فرایند اعتبار سنجی عرضی ۱۰-دسته ایی (توسط K-fold) بر روی پایگاه داده (مجموعاً ۲۰۰ گزارش تاخیر از سیگنال‌های حذف نویز شده از دسته‌های A, E در قالب ۵۰ نمونه با ۴ ویژگی) پیاده شد که به ۱۰ دسته تقسیم شدند. بطوریکه هر قسمت دارای ترکیبی از

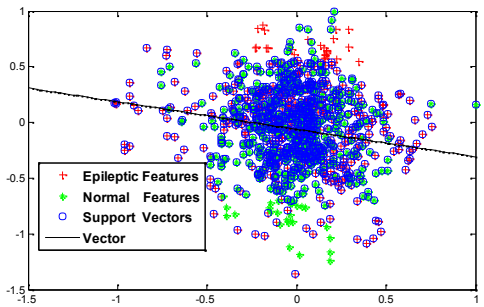
[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-11-21]



شکل ۱: نمایش ۵ مجموعه سیگنال‌ها در نمایش لگاریتمی (A)، سیگنالEEG تجزیه شده به ۵ زیر باند در یک بازه محدود (B)

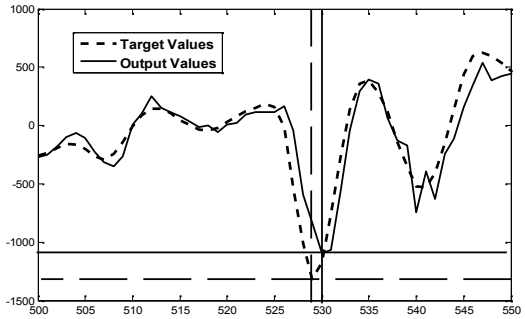


شکل ۲: تابع هزینه پیشنهادی الگوریتم باینری حرکت دسته جمعی ذرات



شکل ۳ : اعمال الگوریتم SVM بر روی ۲ ویژگی

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-11-21]



شکل ۴ : نمایش تفاوت ناچیز سری پیش بینی شده و سری واقعی

جدول ۱: پارامترهای الگوریتم پرندگان

الگوریتم بهینه سازی	الگوریتم BPSO
جمعیت اولیه	۲۰ ذره
Maxiter	۵۰۰ تلاش
C1 یا ضریب تجربه شخصی	۱ [۳۱]
C2 یا ضریب تجربه گروهی	۲۰ [۳۱]
W یا ضریب اینرسی	بین ۰ تا ۱ بصورت نزولی [۳۱]
Vmax	$4V_+$ [۳۱]
Vmin	$4V_-$ [۳۱]

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-11-21]

جدول ۲: نتایج خطای میانگین مربعات نهایی به منظور انتخاب بهترین روش آموزش

الگوریتم آموزش			
ترکیب پس انتشار و حداقل مربعات[۴]	پس انتشار[۳]	میانگین مربعات خطا[۲]	روش تولید سیستم فازی[۱]
۲.۴۵۶۹×۱۰^{-۲}	$۲.۳۲۵۷\times۱۰^{-۲.}$	خوشه بندی میانگین فازی[۵]	
۲.۴۵۳۱×۱۰^{-۲}	۲.۴۵۶۹×۱۰^{-۲}	زیر خوشه ایی[۶]	
۳.۶۸۲۱×۱۰^{-۲}	۳.۱۲۰۹×۱۰^{-۳}	افراز بندی شبکه ایی[۷]	
پارامترهای سیستم استنتاج فازی			
سوگنو	استلزام[۱۰]	۴ ورودی/۱خروجی	تعداد متغییرها
ضرب[۱۴]	روش جمع[۱۱]	۱۰ تایع	تعداد توابع عضویت
تجمیع ضرب و جمع[۱۵]	روش ضرب[۱۲]	زد[۸]	نوع توابع عضویت
همبستگی زمانی[۱۶]	روش استنباط[۱۳]	مرکز ثقل[۹]	روش دفازی سازی

1- Fuzzy Inference System (FIS)
2-MSE (Mean Square Error)
3-Back Propagation (BP)
4-Hybrid Back Propagation – Least Square (BP-LS)
5- FCM (Fuzzy C-Means Algorithm)
6-Sub Clustering
7-Grid Partitioning
8-Z Member Ship Function
9- Wtaver
10- Implication
11- And method
12- Or method
13- Inference
14-Product
15-Prober
16- Correlation-min

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-11-21]

تمام سیگنال‌ها می‌باشد. در این نوع اعتبار سنجی، ۹ قسمت از داده‌ها برای آموزش و قسمت باقیمانده برای آزمایش به کار می‌روند. این فرایند آموزش و آزمایش ۱۰ بار به صورت متوالی چرخشی انجام می‌شود به طوری که هر بار یک قسمت متفاوت برای آزمایش کنار گذاشته می‌شود.

بحث

برای شبیه سازی از نرم افزار MATLAB استفاده شد. نتایج شبیه سازی‌ها نشان می‌دهد که انتخاب صحیح ورودی‌ها، به شبکه‌های فازی عصبی بسیار مهم است، چرا که ورودی‌ها می‌توانند دقت و کارایی شبکه را افزایش و زمان همگرایی را بطور چشمگیری کاهش دهد. در نهایت با توجه به شکل ۴ عملکرد نهایی سیستم در حالت بزرگنمایی مشخص می‌شود چرا که می‌توان دید سری پیش بینی شده نسبتاً عملکرد مناسبی داشته است. به راحتی می‌توان در مورد اختلاف سری پیش بینی شده و سری واقعی تصمیم گیری کرد، چرا که سری پیش بینی شده با اختلاف چند واحد زمانی (خیلی ناچیز) از خط مرجع عبور کرده است، البته چالش اصلی در آموزش شبکه عصبی – فازی ورودی‌های آن است. با استفاده از فرآیندهای هوشمند مصنوعی و داده کاوی، مشخص شد که رفتار هر نمونه از داده‌ها در هر زمان از سری وابسته به ۵و ۴ و۳ و ۲ واحد زمانی قبل تر، یا به عبارتی دیگر می‌توان این وابستگی را توسط معاله ۲۸ نمایش داد:

(۲۸)

$$y(t)=x(t-5)+x(t-4)+x(t-3)+x(t-2)$$

در جدول ۲ بهترین عملکرد سیستم با توجه به خطای اختلاف نتیجه پیش بینی شده و نتیجه واقعی و میانگین مجموع مربعات خطای سیستم پیش بینی کننده بر اساس نتایج روش‌های آموزش طبق رابطه ۲۹ بیان شده است.

$$\bar{e}=\sum_{i=1}^{n}\frac{\left\|t\arg et\, y_i-y_i\right\|^2}{n} \qquad (۲۹)$$

با توجه به نتایج جدول مشخص می‌شود که بهترین روش برای ایجاد ساختار فازی استفاده از الگوریتم میانگین قازی C (FCM) و همینطور بهترین روش آموزش شبکه با توجه به نوع داده‌ها و چیدمان و ساختار شبکه روش ترکیبی کمترین مربعات و پس انتشار خطا می‌باشد.

نتیجه گیری

صرع یکی از شایعترین بیماری عصبی منجر به تشنج و حتی فلج موضعی می‌شود. در این تحقیق با توجه به ضرورت پیش بینی زود هنگام و به موقع این بیماری، روشی نوین مبتنی بر ترکیب سیستم‌های هوشمند ارائه شده است، از الگوریتم‌های فازی عصبی مصنوعی به منظور انطباق، یادگیری و دسته بندی استفاده شد. بسیاری از محققین تمایل زیادی در استفاده از این ابزار را دارند، اما چالش آموزش و یا انتخاب ورودی (تاخیر) مناسب با توجه به سری‌زمانی یا رفتار گزارش الکترآنسفالوگرام مهم ترین قسمت تعیین ورودی‌های الگوریتم شبکه‌های فازی عصبی خصوصا به خاطر محدودیت در اعمال ورودی است. ترکیب الگوریتم‌های تکاملی، منطق فازی، سیستم‌های داده کاوی و شبکه‌های عصبی می‌تواند یک ایده مناسب برای افزایش کارایی این شبکه‌ها به منظور تشخیص و انتخاب ویژگی (تاخیر) که در نهایت منجر به عملکرد و دسته بندی صحیح داده‌ها می‌شود، باشند. مساله مهم تر در استفاده از الگوریتم ANFIS یا شبکه‌های فازی عصبی بحث ایجاد ساختار فازی و آموزش دهنده شبکه است که انتخاب بهترین آنها نیز در قبل بررسی شد. البته هدف در اینگونه تحقیقات پیش بینی ۱۰۰ درصدی باید باشد، تا بتوان به آن جامه‌ی عمل پوشاند، که ان شاا... دور ازدسترس نیست.

تشکر و قدردانی

لازم است تا در انتهای این مقاله، از تمام زحمات و حمایت های دوستانمان در آزمایشگاه پردازش سیگنال‌های دیجیتال دانشگاه حکیم سبزواری (تربیت معلم سبزوار) کمال قدردانی را داشته باشیم، و از خداوند منان برای ایشان آرزوی سلامتی و پیروزی را داریم.

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-11-21]

References

1. Freeman JM, Vining EPG, Pillas DJ.” Seizures and Epilepsy in Childhood”, Baltimore: Johns Hopkins Press; November 25, 2002, 170-9.
2. Arab MR, Suratgar AA, Rezaei Ashtiani A." EEG Signals Processing for Diagnosis Petitmal (absence) and Grandmal Epilepsies Using Artificial Neural Network", Journal of Arak University of Medical Sciences, Autumn 2008, 11(3), 89-97, [Persian]
3. Bradley WG," Trescher WH ", Lesser RP, Neurology, 3 th-ed clinical practice, Oxford, UK: Butterworth-Heinemann Elsevier, 2004 (3); 710-762.
4. Blumcke I, Beck H, Lie AA, "Wiestler OD,Molecular neuropathology of human medial temporal lobe epilepsy",Epilepsy Pres, 1999 (36); 205-23.
5. Vigário R, Särelä J, Jousmäki V, Hämäläinen M, Oja E, Independent component approach to analysis of EEG and MEG recording,IEEE Trans Biomed, Eng. 2000, 47(5), 589-93.
6. Bi Y, Bell D, Wang. H, Gongde G, Kieran G, “Combining Multiple Classifiers Using Dempster’s rule for text Caregorization”, Applied Artificial Intelligence, 2007, 21(3), 211- 239.
7. Kuncheva LI, Combining Pattern Classifiers, Methods and Algorithms,New York, NY: Wiley Interscience, 2005.
8. Tulyakov S, Jaeger S, Govindaraju V, Doermann D, “Review of Classifier combination Methods”, Studies in Computational Inteligence (SCI) 90,361-386 , 2008.
9. Sugeno M., “Industrial Applications of Fuzzy Control”, Elsevier,Book, New York, 1985.
10. Van der Bergh F, Engelbrecht AP, A new locallyconvergent particle swarm optimizer, Proc of the IEEE Int conf on systems man and cybernetics, 2002.
11. Kittler J, Hatef M, Duin R.P. W, Matas J, On Combining Classifiers, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1998; 20(3):226–239,
12. Jaafar SFB, Ali DM, Diabetes Mellitus Forecast using artificial neuarl network(ANN), IEEE 2005; 135-139.
13. Yambe T, Asano E, Mauyama S, Shiraishi Y, Chaos analysis of electroencephalography and control, of seizure attack of epilepsy patients, Biomedicine & Pharmacotherapy, 2005; 59: $236-$238.
14. Patnaik LM, Manyam OK, Epileptic EEG detection using neural networks and post-classification, Comput Methods Programs Biomed, 2008; 91: 100-109.
15. Übeyli ED, Automatic detection of electroencephalographic changes using adaptive neuro-fuzzy inference system, Expert Systems with Applications, 2009; 36: 9031–9038.
16. Subasi A, Application of adaptive neuro-fuzzy inference system for epileptic seizure detection using wavelet feature extraction, Computers in Biology and Medicine, 2007; 37: 227 – 244.
17. ˙ Gu¨ler I, Ubeyli ED, Application of system adaptive neuro-fuzzy inference for detection of electrocardiographic changes in patients with partial epilepsy Using feature extraction, Expert Systems with Applications 2004; 27: 323–330.
18. Ocak, Hasan. "Automatic detection of epileptic seizures in EEG using discrete wavelet transform and approximate entropy." Expert Systems with Applications, 2009, 36 (2), pp. 2027-2036.
19. Ghosh-Dastidar S, Adeli H, A new supervised learning algorithm for multipl spiking neural networks with, Application in epilepsy and seizure detection, Neural Netw, 2009; 22: 1419 – 1431.
20. Aarabi A, Fazel-Rezai R, Aghakhani Y, fuzzy rule-based system for epileptic seizure detection in intracranial EEG”, Clinical Neurophysiol, 2009; 120: 1648–1657.
21. Mormann F, Elger CE, Lehnertz K, “Seizure anticipation: from algorithms to clinical practice”, Curr Opin Neurol, 2006, 19:187-193.
22. Brian Litt and Javier Echauz”, Prediction of epileptic seizures”,the LANCET Neurology Vol 1 May 2002 http://neurology.thelancet.com
23. S. Mallat, "A Wavelet Tour Of Signal Processing(2nd Ed)", New York, Academic Press Inc (1999).
24. Parisa Baghaie-Anaraki, MohammadReza Yazdchi, AliReza Karimian, " EEG Pattern Recognition to Diagnose Epilepsy Using Wavelet and Chaos Transformations", Majlesi Journal of Electrical Engineering, 2008, 2(1):51-59.

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-11-21]

25. Jensen R," Combining rough and fuzzy sets for feature selection". Ph.D. Thesis, School of informatics, Univ. Edinburgh, 2005.
26. Alipour M, Haddadnia J." an Accurate Intelligent Breast Cancer Diagnosis System, Iranian Journal of Breast Disease". 2009; 2 (2), 33-40[Persian].
27. Liang, Sheng-Fu, Hsu-Chuan Wang, and Wan-Lin Chang. "Combination of EEG complexity and spectral analysis for epilepsy diagnosis and seizure detection,"EURASIP Journal on Advances in Signal Processing , 2010, 20 (10) pp. 62-75.
28. Nikolić, D.; Muresan, R. C.; Feng, W.; Singer, W. "Scaled correlation analysis: a better way to compute a cross-correlogram", European Journal of Neuroscience, 2012, 35 (5), pp. 742–762.
29. Poli, Riccardo, James Kennedy and Tim Blackwell, "Particle swarm optimization." Swarm intelligence, 2007, 1 (1), pp. 33-57.
30. Taşgetiren, M. Fatih, and Yun-Chia Liang. "A binary particle swarm optimization algorithm for lot sizing problem.", Journal of Economic and Social Research, 2003, 5 (2), pp. 1-20.
31. M. sheybani , M.meibody, “PSO-LA: A Novel of Optimization” ,12 th Conference on Computer Engineering Iran, 2006, pp 1162[Persian].
32. X. Feng and J. Zhang and Z. Yang, “Adaptive Particle Swarm Optimization on Individual Level”, IEEE confrence, China, pp. 1215- 1218, 2002.
33. M. norozie Beyrami “Improve the convergence of the algorithm of particle swarm”, osco IAU Branch, Confrence on industrial enggniering
34. J. Kennedy and R. Eberhart, “Particle swarm optimization”, IEEE, pp. 1942-1948, 1995 , Conference on EvolutionaryComputation, USA
35. Marcelo N, Kapp, Robert Sabourin, Patrick Maupin, "A dynamic model selection strategy for support vector machine classifiers", Applied Soft Computing, 2012, 12 (1), pp. 2550–2565.
36. Crammer, Koby; and Singer, Yoram , "On the Algorithmic Implementation of Multiclass Kernel-based Vector Machines", Journal of Machine Learning Research, 2011, 2 (1), pp. 265–292.

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-11-21]

Orginal Article

An Compound Intelligent Method for Detection of epileptic Seizures, Based on the Nero Fuzzy Inference System and Optimal Delay.

*Fiuzey M[1], Haddadnia J[2,3], Moslem AR[4], Mohammad-Zadeh M[5]**

[1]PhD Student of Electrical Engineering Faculty, Iran University of Science and Technology Tehran, Iran.
[2]Associate Professor of Medical Engineering, Faculty of Medicine, Sabzevar University of Medical Sciences, Sabzevar, Iran
[3]Associate Professor of Medical Engineering, Faculty of Medical engineering, Hakim Sabzevar University, Sabzevar, Iran
[4]Assistant professor of Anesthesiology, Faculty of Medicine, Sabzevar University of Medical Sciences, Sabzevar, Iran
[5]Associate Professor of Physiology, Healthy ageing Research center, Sabzevar University of Medical Sciences, Sabzevar, Iran
***Corresponding Author:** Healthy ageing Research center, Sabzevar University of Medical Sciences, Sabzevar, Iran
Email: mohamadzadehm@medsab.ac.ir

Abstract

Background & Objectives: *Seizures can be noted to the main symptom of epilepsy. Seizures prediction or early diagnosis for people reduces significantly injuries of epilepsy. The main problem that related to neurological disorders is an inability to timely prediction or the occurrence of seizures.*

Material and Method: *EEG signals are Stochastic Process that can be treated as a sequence in time or in other words can be stated time series. In this study 300 epileptic patients categorized in three groups: normal, before and during the convulsive seizures were studied. Accordingly, after receiving data, they were preprocessed, then for Prediction time occurrence extracted special features by propose Algorithm. Eventually In order to final validate the cross-evaluation method (k-fold) has been used.*

Result: *Firstly by wavelet transforms (WT), removed possible artifacts. In the next step by Binary Particle Swarm Optimization (BPSO) the characteristics (delay) are obtained. Then SVM algorithm (SVM) was performed to dimension reduction and manage the data (delay) so final Prediction that applied by Adaptive Nero Fuzzy Inference System Based on Optimal Delay. The final evaluation and final validation were done and the algorithm accurately in predicts by 2 units in delay approved.*

Conclusion: *The Proposed System achieved a high accurate by interaction in introduced method. Despite the high accuracy, the present methods have a little ability in predicting seizure. Comparing the current methods indicate accuracy and high efficiency of the present approach.*

Keywords: *Epilepsy, Prediction, Electroencephalogram, Time series, intelligent systems*

Journal of North Khorasan University 2015;7(1):133-146

Recivied:30 Dec 2013
Revised:30 Apr 2014
Accepted:26 May 2014

[Downloaded from journal.nkums.ac.ir on 2026-11-21]