

پردازش سیگنال‌های الکتروآنسفالوگرافی به منظور تشخیص انواع تشنجات صرعی پتی مال و گراندمال با استفاده از شبکه‌های عصبی مصنوعی

محمد رضا عرب^{۱*}، دکتر امیر ابوالفضل صورتگر^۲، دکتر علیرضا رضائی آشتیانی^۳

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد الکترونیک، بیمارستان ولی عصر (عج)، دانشگاه علوم پزشکی اراک، ایران

۲- استادیار، دکترای مهندسی برق، عضو هیئت علمی دانشگاه اراک، ایران

۳- استادیار، متخصص داخلی مغز و اعصاب، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اراک، ایران

تاریخ دریافت ۸۶/۱۲/۲۰، تاریخ پذیرش ۸۷/۶/۲۰

چکیده

مقدمه: تشنج مهم‌ترین تظاهر بیماری صرع بوده و آنالیز دقیق آن نیز از طریق انجام الکتروآنسفالوگرافی امکان پذیر است. به وسیله آشکار سازی دشارژهای صرعی شکل (امواج سوزنی) امکان تشخیص بیماری صرع در سیگنال EEG وجود دارد. یک درصد افراد در زندگی‌شان این بیماری را تجربه می‌کنند. پیش از این قابلیت تشخیص هوشمندانه امواج سوزنی بررسی شده اما هدف این تحقیق تشخیص صرع‌های پتی مال (غایب) و گراندمال از طریق پردازش سیگنال‌های EEG توسط سیستم هوشمند (شبکه عصبی) می‌باشد.

روش کار: در این مقاله توصیفی از تعداد ۱۰۰ عدد سیگنال EEG مربوط به افراد مختلف در شرایط سلامت، فواصل تشنج و در حین تشنج مربوط به دو نیمکره مغزی استفاده شده است. با استفاده از تکنیک‌های نرم افزاری نویز ۵۰ هرتز و آرتیفکت آن حذف شده سپس توسط نرولوژیست این سیگنال‌ها به سه دسته سالم، تشنجات صرعی پتی مال (تپیک ۳ هرتز) و گراندمال (درفاز کلونیک با فرکانس ۴ هرتز) به قطعات ۶ ثانیه جداسازی شده است. اطلاعات این سیگنال‌ها شامل امواج سوزنی-آهسته، پلی اسپایک و پلی شارپ می‌باشد که استخراج و توسط تکنیک‌های نرم افزاری شبکه‌های عصبی به سه دسته سالم، پتی مال و گراندمال طبقه‌بندی گردیده است.

نتایج: در نرم افزار طراحی شده، دقت تشخیص صرع‌های پتی مال و گراندمال در حدود ۸۰ درصد می‌باشد.

نتیجه گیری: به علت پیچیدگی در امواج مغزی و سختی تشخیص دیداری نوار مغزی این روش کمک زیادی در تشخیص بیماری صرع به پزشکان می‌کند. این پژوهش فعلا برای تشخیص دو نوع صرع شایع به کار رفته و قابل گسترش به انواع مختلف صرع می‌باشد.

واژگان کلیدی: الکتروآنسفالوگرافی، صرع پتی مال، صرع گراندمال، صرع غایب

*نویسنده مسئول: بیمارستان ولیعصر، واحد تجهیزات پزشکی

Email: m_r_arab@arakmu. ac.ir

مقدمه

صرع یک بیماری نرولوژیکی است که میلیون‌ها نفر را در جهان گرفتار ساخته است و علت آن را نقص در فعالیت الکتریکی سلول‌های مغزی به دلیل افزایش تحریک پذیری سلول‌های عصبی می‌دانند (۱). در نوار مغزی این بیماران الگوهای غیر طبیعی دیده می‌شود. این وضعیت ممکن است در یک موضع مغز رخ دهد که آن را حملات موضعی^۱ می‌نامند. اگر اثرات حمله در تمام کانال‌های EEG مشخص باشد به آن حملات فراگیر^۲ می‌گویند. صرع‌های پتی مال و گرنده مال از این نوع می‌باشد (۲). یکی از ساده‌ترین راه‌های غیر تهاجمی^۳ تشخیص آن ثبت تغییرات پتانسیل الکتریکی از روی اسکالپ به وسیله دستگاه الکتروآنسفالوگراف با دقت زمانی میلی ثانیه می‌باشد (۱). به دلیل تغییرات فرکانسی سیگنال‌ها EEG در طول زمان و ماهیت غیر قابل پیش بینی آن (به این معنی که نمی‌توان تکرار الگوها یا رفتار خاصی را به صورت تناوبی انتظار داشت) باعث شده که سیگنال شرایط غیرایستا^۴ داشته باشد. به این علت پیشنهاد استفاده از آنالیزهای غیرخطی همانند شبکه‌های عصبی مصنوعی و تبدیل ویولت بسیار مناسب می‌باشد (۳).

اولین بار پرادهن و همکاران از سیگنال‌های خام EEG به عنوان ورودی شبکه عصبی مصنوعی استفاده کردند (۴). خراسانی از یک شبکه عصبی آدابتیو استفاده کرد که نتایج آن دارای خطای کمتری در آشکارسازی امواج سوزنی (ناشی از حملات صرع) بود (۵). پتروسین از ویژگی‌های قوی تری همانند تبدیل ویولت برای آموزش شبکه‌های عصبی برگشتی^۵ استفاده نمود (۶). سوباسی و همکاران با استفاده از شبکه‌های عصبی مصنوعی و رگرسیون لاجستیک، سیگنال‌های EEG به دو گروه سالم و صرعی طبقه‌بندی نمودند (۱).

عدیلی و همکاران نیز با استفاده از آنالیز آشوب - ویولت - شبکه‌های عصبی سیگنال‌های EEG را به دو گروه سالم و صرعی طبقه‌بندی نمودند (۷). روش‌های ذکر شده از ۶۰ تا ۹۰ درصد، دقت داشته (۳) و فقط قابلیت آشکارسازی وقوع حمله صرعی (وجود موج سوزنی) را دارا هستند. هدف از انجام این تحقیق نه تنها آشکارسازی حمله صرع بوده بلکه ارائه یک روش هوشمند جهت تشخیص افتراقی حملات صرع‌های پتی مال و گرانده مال می‌باشد.

روش کار

در این مقاله پژوهشی از سیگنال‌های EEG توصیفی مربوط به آندرز جاک و همکاران (۸) استفاده شده است که شامل ۵ گروه A تا E بوده و هر گروه داده‌ها^۶ شامل ۱۰۰ عدد سیگنال EEG (به مدت ۲۳/۶ ثانیه) متعلق به دو نیمکره مغزی می‌باشد. فرکانس نمونه برداری سیگنال‌ها ۱۷۳/۶ هرتز با رزولوشن ۱۲ بیتی می‌باشد.

صرعی در شرایط، فواصل حملات صرع^۷ و در حین حملات تشنجی^۸ بوده که توسط دستگاه EEG ثبت شده است. این سیگنال‌ها متعلق به دامنه سنی ۶ تا ۴۳ ساله (میانگین ۲۸ سال) که با استاندارد سیستم ۲۰-۱۰ نمونه برداری گردیده است (۸).

دیاگرام بلوکی مراحل کار طبق شکل ۱ می‌باشد. ابتدا سیگنال‌ها توسط نرولوژیست به سه گروه جداسازی می‌شوند که شامل:

- ۱- سیگنال‌های افراد سالم که دارای پس زمینه^۹ طیف آلفا بوده این طیف شامل فرکانس‌های ۱۲-۸ هرتز می‌باشد (۹).
- ۲- سیگنال‌های صرعی از نوع پتی مال مربوط به حملات آبسنس تپیک^۳ ۳ هرتز به صورت spike-slow-wave می‌باشد (۱۰).
- ۳- سیگنال‌های صرعی از نوع گرانده مال در فاز کلونیک با فرکانس حدود ۴ هرتز به صورت امواج پلی اسپایک یا پلی شارپ که ممکن است همراه امواج آهسته باشد (۲).

- 1 - Partial Seizures.
- 2 - Generalized Seizures.
- 3 - Noninvasive.
- 4 - Nonstationary.
- 5 - Recurrent Neural Network.

- 6 - Dataset.
- 7 - Intericta.
- 8 - Ictal.
- 9 - Background.

در شکل ۳ و ۲ شکل موج و طیف فرکانسی آن نمایش داده شده است.

برای آنالیز بیوسیگنال‌ها همانند سیگنال‌های مغزی یکی از بهترین روش‌ها استفاده از آنالیز ویولت^۱ می‌باشد (۱) که در این مقاله برای حذف آرتی فکت و استخراج اطلاعات از این تبدیل استفاده شده است. این تبدیل در آشکار سازی رخداد های گذرا^۱ مانند حملات صرع بسیار مناسب می‌باشد به طوری که دارای رزولوشن خوبی در زمان و فرکانس بوده است. تبدیل ویولت از یکسری توابع پایه به فرم زیر تشکیل می‌شود که قابلیت نمایش اجزای فرکانسی (مقیاس^۲) و زمانی را دارد (۱۲).

$$\psi_{a,t_0}(t) = a^{-\frac{1}{2}} \psi\left(\frac{t-t_0}{a}\right) \quad (1)$$

$\psi(t)$ تابع ویولت مادر^۳ بوده که تبدیل ویولت طبق رابطه زیر می‌باشد.

$$W(a, t_0) = \int_{-\infty}^{+\infty} h(t) \psi_{a,t_0}^*(t) dt \quad (2)$$

آرتی فکت و فرکانس نویز ۵۰ هرتز برق شهر جزء عواملی هستند که باعث خرابی سیگنال EEG شده و مانع از تعیین دقیق بیماری برای پزشک می‌شود.

علت ایجاد این آرتیفکت‌ها در سیگنال‌های EEG پلک زدن بیمار و حرکت سر بیمار و حرکت کره چشم‌ها بوده که معمولاً دارای محدوده فرکانس پائین می‌باشد (۱۴). در این پژوهش با استفاده آنالیز ویولت گسسته (DWT)^۴ این عوامل مخرب به شرح ذیل حذف شده است.

ابتدا سیگنال‌ها به وسیله الگوریتم DWT به شش مرحله تجزیه شده سپس سیگنال تقریب مرحله ششم (شکل ب-۴) که کمترین باند فرکانسی را دارا است حاوی اطلاعات آرتی فکت می‌باشد. این تقریب که فاقد اطلاعات مربوط به صرع می‌باشد حذف می‌گردد و مجدداً سیگنال بازسازی می‌شود. در شکل ۴ آرتی فکت و سیگنال آلوده شده به آن مقایسه شده است.

در این مقاله از تابع ویولت Bior3.3؛ جهت حذف آرتیفکت استفاده شده که علت آن شباهت تابع با آرتی فکت می‌باشد. (شکل ۵). سیگنال EEG بعد از حذف آرتیفکت در شکل ۶ نمایش داده شده است. برای حذف نویز ۵۰ هرتز از یک فیلتر میان نگذر مرتبه دوم استفاده شده است

در مرحله بعد اطلاعات سیگنال‌ها که شامل، امواج 'poly sharps'، 'poly spike'، 'spike-slow-wave' و بک گراند سیگنال سالم می‌باشد به وسیله تبدیل ویولت پیوسته^۵ استخراج می‌شوند. به دلیل شباهت تابع ویولت کلاسه مکزیکی^۶ با موج spike از این تابع در استخراج ضرایب ویولت استفاده شده است. شکل ۶ تابع ویولت کلاسه مکزیکی را نمایش داده که رابطه این تابع به فرم زیر می‌باشد.

$$\psi(x) = \left(\frac{2}{\sqrt{3}}\pi^{\frac{1}{4}}\right)(1-x^2)e^{-x^2/2} \quad (3)$$

مقیاس‌های ۳ تا ۳۷ تبدیل، حاوی تمام اطلاعات مربوط به صرع می‌باشند. این مقیاس‌ها از روی سیگنال‌های تیپیک^۷ تعیین و به عنوان ورودی شبکه‌های عصبی در مرحله بعد استفاده شده است. شکل ۷ ضرایب ویولت سیگنال‌های شکل ۲ را نشان می‌دهد.

آخرین مرحله مربوط به شبکه‌های عصبی مصنوعی بوده که وظیفه آن طبقه‌بندی سیگنال‌ها به سه گروه سالم، تشنجات صرع پتی مال (غایب) و صرع کلونیک است.

شبکه عصبی به کار رفته در این مقاله طبق شکل ۸ از نوع رقابتی با ساختار LVQ^۸ می‌باشد که دارای لایه رقابتی و خطی بوده است (۱۳). این شبکه در دو مرحله استفاده شده است (مراحل ۵ و ۶ شکل ۱). مرحله ۵ در شکل ۱ وظیفه کلاسه بندی سیگنال‌ها به سالم و صرعی و در مرحله ۶ همان شکل سیگنال‌های صرعی را به دو گروه صرع پتی مال و گراند مال (کلونیک) کلاسه بندی می‌نماید. در هر مرحله خروجی شبکه به دو حالت بله یا خیر می‌باشد.

5 - Continues Wavelet Transform.

6 - Wavelet Mexican Hat.

7 -Gold standard.

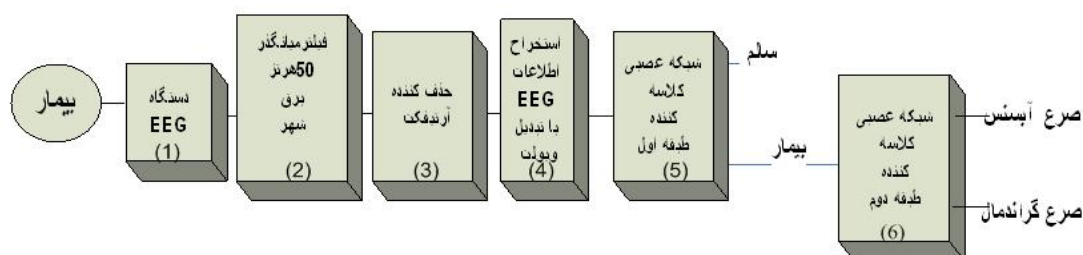
8 - Linear Vector Quantization.

1 -Transitional Events.

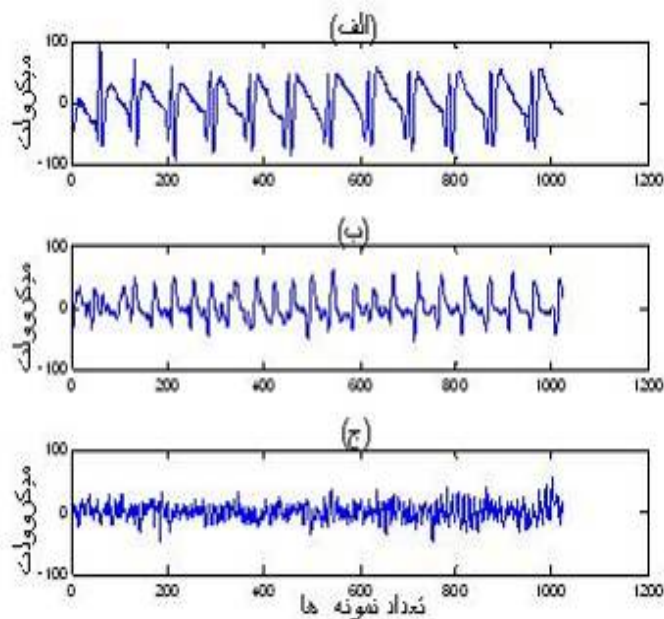
2 -Scale.

3 - Mother Wavelet Function.

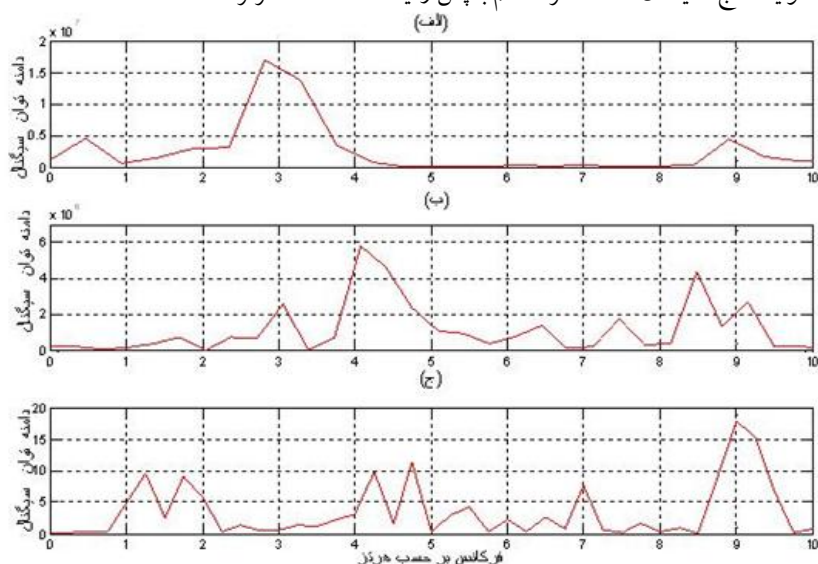
4 -Discrete Wavelet Transform.



شکل ۱. شماتیک مراحل تعیین گروه‌های A, B مربوط به افراد سالم در شرایط چشم باز و بسته ثبت گریده است. گروه‌های C تا E مربوط

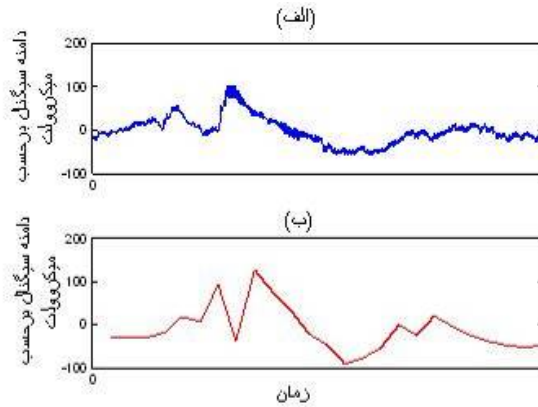


شکل ۲. الف) حملات صرع پتی مال به صورت امواج سوزنی - آهسته ۳ هرتز. ب) حملات صرع گراندمال به صورت امواج سوزنی یا تیز با فرکانس ۴ هرتز در فاز کلونیک. ج) سیگنال EEG فرد سالم با پس زمینه آلفا (۸-۱۲ هرتز)

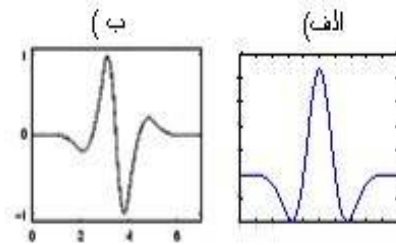


شکل ۳. مقایسه طیف فرکانسی سیگنال‌های الف) حملات صرع پتی مال به صورت امواج سوزنی - آهسته ۳ هرتز.

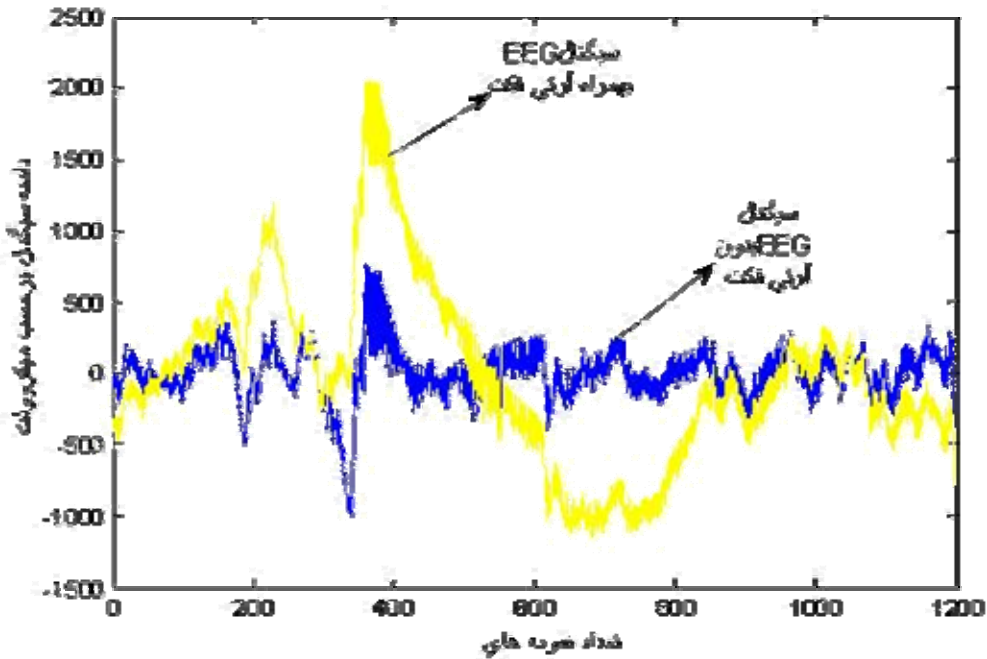
ب) حملات صرع گراندمال به صورت امواج سوزنی یا تیز با فرکانس ۴ هرتز در فاز کلونیک. ج) سالم بیشترین انرژی در محدوده‌ای ۸ تا ۱۲ هرتز



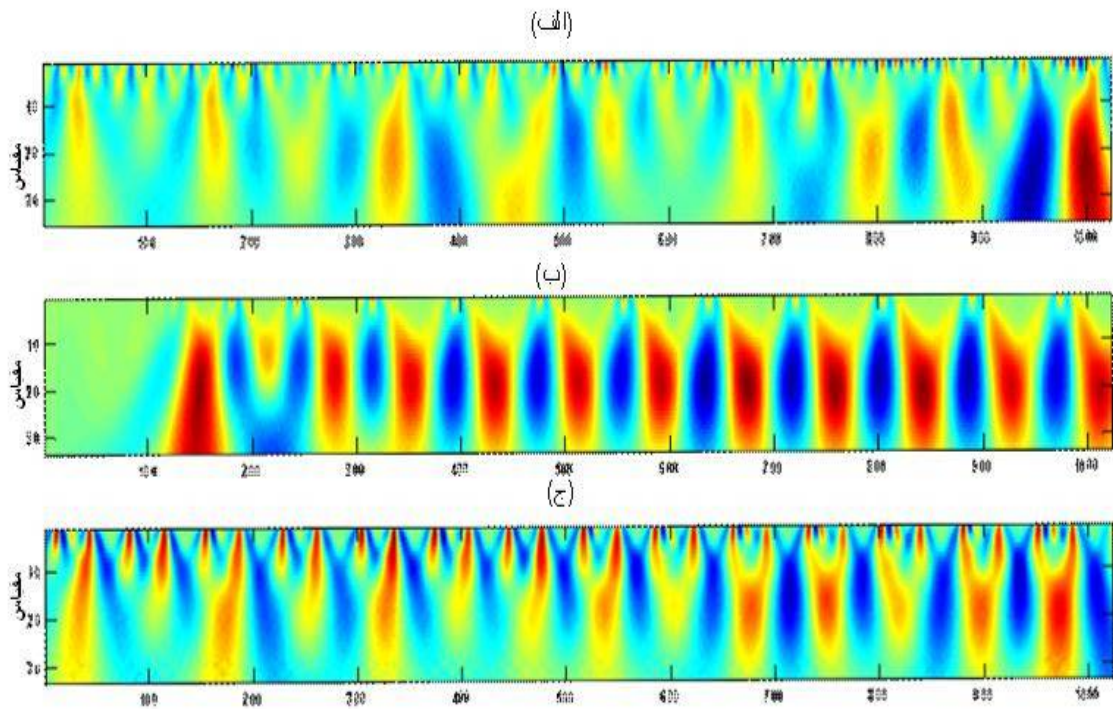
شکل ۴. الف) سیگنال فرد سالم به همراه آر تی فکت ناشی از پلک زدن. ب) آرتیفکت استخراج شده به تنهایی



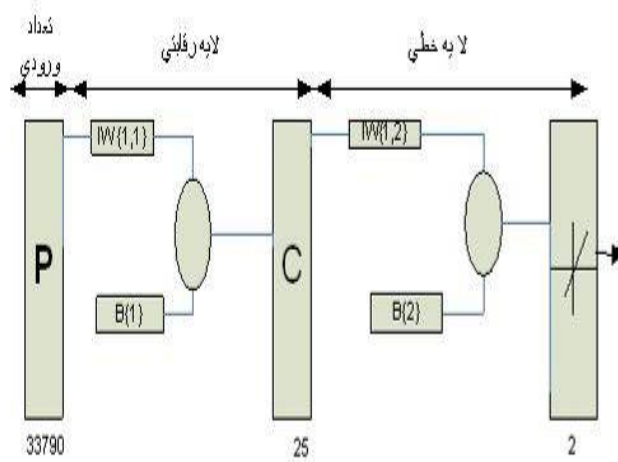
شکل ۵. مقایسه توابع ویولت به کار برده شده. الف) تابع ویولت دلا ه محزبجی جهت اشخارساری امواج سوزنی. ب) تابع ویولت *Bior3.3* جهت تخمین آر تی فکت.



شکل ۶. مقایسه دو سیگنال بعد از حذف آرتیفکت



شکل ۷. تبدیل ویولت پیوسته سیگنال‌های شکل ۲ و انتخاب مقیاس‌های ۳-۳۷ الف) ضرایب ویولت سیگنال سالم. ب) ضرایب ویولت سیگنال پتی مال به صورت امواج سوزنی - آهسته ۳ هر تریج) ضرایب ویولت سیگنال مربوط به حملات صرع گراند مال به صورت امواج سوزنی یا تیز با فرکانس ۴ هر تریج) در فاز کلونیک (



شکل ۸. شبکه عصبی مصنوعی با ساختار LVQ

نتایج

دقت تشخیص نرم افزار طراحی شده در این پروژه در حدود ۸۰ درصد می باشد که نتایج کلاسه بندی در جدول ۱ نمایش

داده شده است.

جدول ۱. نتایج خروجی حاصل از شبکه عصبی مصنوعی.

سیگنال EEG	تعداد سیگنال‌های ورودی به شبکه	تعداد سیگنال‌های تشخیصی توسط شبکه	میزان خطای شبکه عصبی	دقت تشخیص شبکه عصبی
طبیعی	۳۵	۲۸		۸۰٪
صرع پتی مال (غایب)	۳۵	۳۰	۱۴/۲٪	۸۵/۷۱٪
صرع کلونیک (گراندمال)	۳۰	۲۳	۲۳/۳٪	۷۶/۶۶٪

بحث

۱- به دلیل تنوع در بیماری صرع روش ارائه شده در این پروژه فقط قابلیت تشخیص دو نوع صرع شایع را دارد.
 ۲- استفاده از آنالیزهای سنگین تا حدودی باعث کاهش سرعت تشخیص online می‌گردد که در صورت استفاده از کامپیوتر پیشرفته این مشکل قابل حل می‌باشد.
 نویسندگان این مقاله برای تشخیص انواع دیگر صرع در حال بررسی موضوع می‌باشند که نتایج آن در آینده ارائه خواهد گردید.

نتیجه گیری

در مجموع نتایج این تحقیق می‌تواند به عنوان شروع سلسله تحقیقاتی در زمینه تشخیص افتراقی انواع صرع‌ها به کمک آنالیزهای هوشمند کامپیوتری باشد.

منابع

- Subasi A, Ercelebi E. Classification of EEG signals using neural network and logistic regression. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 2005;78(2): 87-99.
- Bradley WG, Trescher WH, Lesser RP. *Neurology*. 3th ed. clinical practice. 2004; 710-762.
- Mohseni HR, Maghsoudi A, Shamsollahi M. Seizure detection EEG signals: A comparison of different approaches. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*; 2006; 6724-7.
- Pradhan N, Sadasivan PK, Arunodaya GR. Detection of seizure activity in EEG by an artificial neural network. a preliminary study, *Comput Biomed* 1996. 29(4): 303-313.
- Weng W, Khorasani K. An adaptive structure neural network with application to EEG

مشکلات این پروژه دستیابی به سیگنال‌های استاندارد در تعداد زیاد و قابل قبول برای جهت تشخیص می‌باشد که مدت زمان زیادی را معطوف به خود داشت و در مرحله بعد جدا سازی قطعاتی که حاوی اطلاعات در خواستی این مقاله می‌باشد به طوری که از تعداد ۵۰۰ سیگنال تعداد ۱۰۰ سیگنال حائز شرایط این مقاله بود.

تاکنون مقالات موجود ارائه شده فقط در ارتباط با آشکار سازی امواج سوزنی ناشی از کلیه تشنجات مغزی بوده و در خصوص تشخیص نوع صرع نمی‌باشد. به دلیل پیچیدگی این موضوع حتی در دستگاه‌های EEG این قابلیت موجود نبوده که به عنوان نوآوری این مقاله می‌باشد جهت افزایش اعتبار علمی این پروژه در تشخیص بیماری صرع از مراجع مهمی جهانی همانند بردلی-دافی-نیدرمایر که به عنوان رفرنس در علم نرولوژی می باشد، استفاده شده است.

مزایای این روش شامل:

- به دلیل پیچیدگی و نزدیک بهم بودن ویژگی‌های EEG بیماران صرعی، این روش به عنوان کمک جهت تشخیص کادر پزشکی و کم کردن خطا می‌باشد.
- حذف عوامل تخریب کننده سیگنال همانند آرتی فکت و نویز که عملیات آن در شرح مقاله ذکر شده است.
- دقت تشخیص سیگنال‌ها به سالم و صرعی از نوع پتی مال و کلونیک در حدود ۸۰ درصد که از جدول ۱ استخراج می‌گردد.

محدودیت این روش شامل:

- automatic seizure detection neural network; 1996; 1223-1240.
6. Petrosian A, Prokhorov D, Homan R, Dascheiff R, Wunsch D. Recurrent neural network based prediction of epileptic seizures in intercranial and extracranial EEG. *Neuro computing*; 2000; 30. 201-218.
 7. Adeli H, Dadmeher N, Ghosh-Dastidar S. Mixed-Band wavelet-chaos-neural network methodology for epilepsy and epileptic seizure detection. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*. 2007; 54(9): 827-833.
 8. Andrzejak RG, Widman G, Lehnertz K, Rieke C, David P, Elger CE. Epileptic process as nonlinear deterministic dynamics in astochastic environment: An evaluation on mesial temporal lobe epilepsy. *Epilepsy Res* 2001; 44(2-3): 129-140.
 9. Duffy FH, Iyer VG, Surwill WW. *Clinical electroencephalography and topographic brain mapping*. Springerverlag New York Inc 1989; 210-270.
 10. Niedermeyer E, Silva FLDa. *Electroencephalography*. 5th ed Lippincott Williams & Wilkins; 2005. p.790-800.
 11. Aminoff M. *Electroencephalography: General principles and clinical application applications*. In: *Electrodiagnosis in clinica neurology*. Library of Congress Cataloging in Publication Data; 5th ed. 2005; 37-80.
 12. Mallat S. *A Wavelet tour of signal processing*. Academic press. San Diego. 1998; 1100-1200.
 13. Menhaj MB. *Fundamentals of neural network. computational intelligence*. (1) 5th ed, Etlat. 2005; 700-730
 14. Zikov T, Bibian S, Dumont GA, Huzmezan M. A Wavelet based de-noising. technique for ocular artifact correction of electroencephalogram. 2001; 101-106.
 15. Latka M, Was Z, Kozik A, West BJ. Wavelet analysis of epileptic spikes. mathematics division, Array Research Office, Research Triangle, *Phys Rev E Stat Nonlin Soft Matter Phys*. 2003; 495-500
 16. Novak D, Lhotska L. EEG and VEP signal processing. *Cybernetics, Faculty of Electrical Eng*; 2004; 50-53.
 17. Khan YU, Gotman J. Wavelet based automatic seizure detection in intercerebral electroence phalogram, *Clin. Neurophysiol*. 2003; 114(5): 898-908.
 18. Addison P. *Illustrated wavelet transform handbook*. Institute of Physics publishing; 2002. 7-17.
 19. Ohadi ME. *Electroencephalography*. Etlat: 1998; 700-790.
 20. Willam D, Willam Jr. *The nervous system*. In: Berne RM, Levy MN, Koeppen BM, Stanton BA. *Physiology* 5th ed. New York: Mosby. 2004; 62-206.
 21. Rampil Iraj. A primer for EEG signal processing in anesthesia. *Journal of the American Society of Anesthesiology*. 1998; 70-78.

EEG Signals Processing for Diagnosis Petitmal (absence) and Grandmal Epilepsies Using Artificial Neural Network

Arab MR^{1*}, Suratgar AA², Rezaei Ashtiani A³

1 - MSc. Student of medical engineering, Arak University of medical sciences, Arak, Iran.

2 - Assistant professor, Electrical engineering Department, Arak University, Arak, Iran.

3 - Assistant professor, Neurologist, Arak University of medical sciences, Arak, Iran.

Received 10 Mar, 2008 Accepted 10 Sep, 2008

Abstract

Background: Epileptic seizures are manifestation of epilepsy. Understanding of the mechanisms causing epileptic disorder needs careful analyses of the electroencephalograph (EEG) records. The detection of epileptic form discharges (spike wave) in the EEG is an important component in the diagnosis of epilepsy. Approximately one in every 100 persons will experience a seizure at some time in their life. Already intelligence spike detection method discussed but purpose of this research is diagnosis of different kind of epilepsy (grandmal and Petitmal) by design of an intelligence diagnosis processing.

Methods and Materials: In this descriptive study, 100 EEG signals of brain hemispheres from different person in healthy, interictal and ictal conditions were used. Fifty Hz noise and artifact signals were removed by soft ware procedure then signals separated by expert neurologist to three categories, healthy (frequency band 8-12 Hz), petitmal seizures (typical 3 Hz), grandmal seizures (clonic stage with 4 Hz frequency) and divided each of them to 6 seconds segments. Information of this signals (background alpha, spike and slow, poly spike and poly sharp) were extracted by wavelet transform and classified by soft ware procedure neural network to there groups healthy, ptitmal and grandmal epilepsy.

Results: In designed software accuracy of diagnosis ptitmal and grandmal epilepsies was obtained about 80%

Conclusion: This method introduced intelligent diagnosis of epilepsy (ptitmal and gradmal) and automatically detected healthy person from epileptic patients. One of the other advantages is help to neurologist for detection of sickness clearly and expendable different kinds of other epilepsy.

Key words: Electroencephalogram, Grandmal epilepsy, Petitmal epilepsy, Absence epilepsy

*Corresponding author;

Email: m_r_arab@arakmu.ac.ir

Address: Vali-e-Asr hospital, Arak, Iran.