

Designing a local seizure detection system using brain mapping, image processing techniques, and artificial neural networks

Tohidi Pour M(M.Sc)^{1*}, SuratgarAA(Ph.D)², Arab MR(M.Sc)³, Rezaei Ashtaiani AR(M.D)⁴

1- Department of Electrical Engineering, Dezfoul Branch, Islamic Azad University, Dezfoul, Iran

2- Department of Electrical Engineering, Arak University, Arak, Iran

3- Department of Biomedical Engineering, Arak University of Medical Sciences, Arak, Iran

4- Department of Neurology, Arak University of Medical Sciences, Arak, Iran

Received: 22 Aug 2012, Accepted: 31 Oct 2012

Abstract

Background: The general method for paraclinic diagnosis of epilepsy is electroencephalography that is performed by visual analysis by experienced neurologist. However, due to false detection and impossibility of evaluating electrodes and brain areas coherence, it is not uniquely used for seizure detection. In recent years, Quantitative Electroencephalogram (QEEG) has become a strong instrument for detection of brain disorders. Hence, studies in the field of EEG performance improvement and brain mapping images analysis corresponding to new methods that contain 2-D and 3-D output images and automatic epilepsy diagnosis are necessary.

Materials and Methods: In this cross-sectional study, through extracting epilepsy feature by computing the energy of each EEG channel, brain map pattern of each patient was plotted using cubic interpolation and generalized and partial patterns and potential center of epilepsy were diagnosed by LVQ artificial neural network using image processing combination methods.

Results: In the proposed algorithm, 11 epilepsy brain mapping patterns, including 1 generalized and 10 partial seizure patterns, were automatically diagnosed.

Conclusion: Since seizure detection in the EEG signals is a complex procedure and the number of expert neurologists is small, this schema can be used for epilepsy diagnosis as an intelligent diagnosis method so that generalization of this method can help detect various brain disorders.

Keywords: Brain mapping, Electroencephalography, Epilepsy, Wavelet transforms

*Corresponding author:

Address: Department of Engineering, Islamic Azad University, Dezfoul Branch, Dezfoul, Iran

Email: Tohidipoor@yahoo.com

طراحی سیستم تشخیص صرع کانونی با استفاده از نگاشت مغز، تکنیک‌های پردازش تصویر و شبکه‌های عصبی مصنوعی

مهدی توحیدی پور^{1*}، امیرابوالفضل صورتگر²، محمدرضا عرب³، علیرضا رضایی آشتیانی⁴

1- مربی، گروه الکترونیک، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد دزفول، خوزستان، ایران

2- استادیار، گروه برق، دانشگاه اراک، اراک، ایران

3- کارشناس ارشد الکترونیک، واحد تجهیزات پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اراک، اراک، ایران

4- استادیار، گروه مغز و اعصاب، دانشگاه علوم پزشکی اراک، اراک، ایران

تاریخ دریافت: 91/6/1 تاریخ پذیرش: 91/8/10

چکیده

زمینه و هدف: متداول‌ترین روش تشخیص پاراکلینیکی صرع، نوار مغز یا الکترونسفالوگرام (EEG) می‌باشد که با آنالیز چشمی توسط متخصصین نورولوژی انجام می‌گیرد، اما به دلیل موارد منفی کاذب و هم‌چنین عدم امکان بررسی ارتباط سایر الکترودها و نواحی مغز با هم، از آن به صورت منحصر به فردی در تشخیص صرع استفاده نمی‌شود. در سال‌های اخیر الکترونسفالوگرام کوانتیزه (QEEG) به ابزاری قدرتمند در تشخیص ناهنجاری‌های فعالیت الکتریکی مغز تبدیل شده است. بنابراین پژوهش در زمینه بهبود کارایی EEG، تحلیل و پردازش تصاویر نگاشت مغز متناسب با روش‌های نوین که دارای تصاویر دو یا سه بعدی از مغز هستند و تشخیص خودکار بیماری صرع ضروری است.

مواد و روش‌ها: در این مقاله مقطعی، از طریق استخراج مشخصه صرع با محاسبه انرژی هر کانال EEG، الگوی نگاشت مغز هر بیمار مبتنی بر درون یابی مکعبی رسم و با استفاده از روش‌های ترکیبی پردازش تصویر، الگوهای صرع عمومی و صرع جزئی و مرکز پتانسیل صرع توسط شبکه عصبی مصنوعی LVQ تشخیص داده می‌شود.

یافته‌ها: در الگوریتم پیشنهادی الگوی نگاشت 11 نوع صرع شامل 10 نوع صرع جزئی و 1 الگوی صرع عمومی به صورت خودکار تشخیص داده شد.

نتیجه‌گیری: با توجه به پیچیدگی تشخیص صرع در نوار مغز و سیگنال الکترونسفالوگرام و کمبود متخصصین نورولوژی خیره در بسیاری از مناطق کشور این طرح می‌تواند به عنوان یک روش هوشمند جهت تشخیص صرع مورد استفاده قرار گیرد که با تعمیم این روش می‌توان انواع الگوهای بیماری‌های مغزی را تشخیص داد.

واژگان کلیدی: الکترونسفالوگرافی، تبدیل ویولت، نگاشت مغز، صرع

* نویسنده مسئول: گروه برق، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد دزفول

مقدمه

یکی از مهم ترین مشکلات عصر کنونی، ظهور و بروز انواع بیماری های مربوط به دستگاه عصبی است. صرع از جمله این بیماری ها می باشد که در اثر دشارژ ناگهانی سیگنال های الکتریکی تولید شده توسط نرون ها در مغز، در اثر عوامل متعددی از قبیل بیماری متابولیک و سوخت و ساز، سکنه مغزی، صدمه به سر، عفونت مغزی و وراثت به وجود آید (1). به دلیل ساختار غیر ایستای سیگنال صرعی تشخیص و آشکارسازی فعالیت های صرعی با استفاده از سیگنال EEG جهت مکان یابی و دسته بندی انواع صرع بسیار مشکل می باشد، از طرفی خروجی اکثر دستگاه های مغز نگار کنونی مثل CT، FMRI، MRI، PET و اسپکت به صورت تصاویر دوبعدی و سه بعدی هستند. با توجه به این که تشخیص درست، به موقع و مکان یابی دقیق صرع می تواند نقش مهمی در درمان و کنترل آن و اعمال جراحی مانند لوبکتومی تمپورال، لوبکتومی فرونتال یا همیسفیرکتومی (برداشتن نیمه مغز) داشته باشد، لذا لازم است که متناسب با پیشرفت روش های نگاشت مغز، روش های آنالیز و تحلیل نیز بر روی تصاویر دوبعدی و سه بعدی مشابه این دستگاه ها متمرکز گردد تا نتیجه حاصل شده به صورت کاراتری قابل استفاده در مراکز نرولوژی و ویدئو مانیتورینگ EEG، جهت تشخیص انواع تشنجات و ناهنجاری های مرتبط با فعالیت الکتریکی مغز باشد. با این توصیف با توجه به نیاز بیمارستان های مغز و اعصاب کشور به کار در این راستا، پژوهش در زمینه تحلیل و پردازش تصاویر نگاشت مغز جهت تشخیص و مکان یابی صرع با استفاده از تشخیص الگوی صرعی توسط شبکه عصبی مصنوعی ضروری است. EEG حاوی اطلاعات ارزشمندی از حالات مختلف ساختمان مغز و ابزاری مؤثر جهت بررسی رفتار حرکتی پیچیده مغز می باشد. وجود امواج صرعی در EEG نشانه ای از وجود تشنج است (2، 3). در پژوهش های اخیر بر روی آنالیز سیگنال EEG جهت تشخیص اتوماتیک صرع، دو رویه مشاهده می شود، یکی بررسی سیگنال EEG هر الکتروود و یافتن نشانه ها یا علائم تغییر فعالیت الکتریکی

نرون ها از قبیل امواج سوزنی که ممکن است پیش آگهی از وجود صرع باشد (4) و دیگری ارزیابی نگاشت دوبعدی از مغز از قبیل MRI، FMRI و QEEG و مقایسه با بانک داده نرمال جهت تشخیص وجود ناهنجاری در مغز.

سیستم های تشخیص خودکار، توسط برخی از محققین پیشنهاد شده است. عادلی و همکاران (4، 5) سیگنال های EEG را جهت آشکارسازی تغییرات الکترونسفالوگرام مبتنی بر تابع همبستگی، مشخصه های حوزه فرکانس، آنالیز زمان-فرکانس، آنتروپی و تبدیل ویولت بررسی و با استفاده از آنالیز آشوب-ویولت-شبکه عصبی سیگنال های EEG را به دو دسته سالم و صرعی دسته بندی نمودند. اکاک (3) با استفاده از تبدیل گسسته (DWT) و آنتروپی تقریبی امواج صرعی را در سیگنال EEG آشکارسازی نمود. اندرادی و همکاران (2) با استفاده از آنالیز مالتی رزولوشن ویولت و تکنیک آستانه گذاری تطبیقی امواج سوزنی و گذرای صرعی را آشکارسازی نمودند. عرب و همکاران (6) توسط تکنیک های نرم افزاری شبکه های عصبی سیگنال های صرعی را به سه دسته سالم، پتی مال و گراند مال طبقه بندی کردند. برداخ و همکاران (7) با استفاده از تبدیل ویولت پیوسته مبتنی بر شبکه عصبی بخش های صرعی سیگنال EEG را تفکیک کردند.

اکثر روش های گذشته، مبتنی بر رویه اول که فقط سیگنال EEG یک الکتروود را با استفاده از تکنیک های پردازش سیگنال بررسی می کنند، می باشند. روش پیشنهادی که مقالات کمتری در مورد آن ارائه شده است مبتنی بر رویه دوم می باشد. در این مقاله پژوهشی، استخراج مشخصه را از حالت یک بعدی به دو بعدی توسعه داده ایم. مهم ترین مزیت این طرح، فشرده سازی حجم عظیم داده های EEG در یک تصویر (نگاشت) با تعداد پیکسل محدود $M \times N$ می باشد، نتایج تحقیقات در مقالات چاپ شده مؤید این مطلب است که آنالیز مالتی رزولوشن ویولت بهترین گزینه در استخراج مشخصه می باشد و نقش مهمی در کاهش حجم فضای ورودی به فضای مشخصه با ابعاد قابل قبول ایفا

در مرحله دوم پیش پردازش بعد از رسم نگاشت مغز، ابعاد داده‌ها توسط آستانه‌گیری تصویر و تجزیه ویولت بیشتر کاهش می‌یابد و در نهایت ضرایب ویولت به عنوان مشخصه‌های توصیف‌کننده نگاشت مغز جهت آموزش به شبکه عصبی اعمال می‌شوند (9). در نتیجه کاهش ابعاد الگوهای ورودی شبکه عصبی، سرعت، کارایی دسته‌بندی و توانایی تشخیص آن افزایش چشم‌گیری می‌یابد (11).

استخراج مشخصه

دسته‌بندی الگوها مبتنی بر سیگنال EEG منجر به نتایج ضعیفی از نظر عملکرد کلاسه‌بندی می‌شود، بنابراین استخراج مشخصه از داده‌ها و تبدیل آن‌ها به نگاشتی دوبعدی می‌تواند تا حدود زیادی دقت کلاسه‌بندی را افزایش دهد. عموماً مشخصه‌هایی که برای سیگنال EEG به کار می‌روند به سه گروه تقسیم می‌شوند (4)، مشخصه‌های حوزه زمان، مشخصه‌های حوزه فرکانس و مشخصه‌های مبتنی بر آنالیز. در واقع، در این پژوهش استخراج مشخصه در 2 مرحله صورت گرفت، استخراج مشخصه از سیگنال EEG هر الکتروود و استخراج ضرایب افقی، عمودی و قطری ویولت (13، 14). مشخصه‌ای که ما برای سیگنال‌های EEG هر کانال استفاده نموده‌ایم، مشخصه انرژی در حوزه زمان می‌باشد. این مشخصه اولین بار توسط الساندر و همکاران جهت پیش‌بینی صرع در بیماران تشنجی بزرگ سال استفاده شد که توسط این معادله به دست می‌آید:

$$N(k) = x^2(k) - x(k-1)x(k+1)$$

که در آن X برابر مقدار سیگنال EEG در هر نمونه K می‌باشد. سپس متوسط آن در یک دوره تناوب به عنوان یک مشخصه محاسبه می‌شود (4).

الکترونسفالوگرام (EEG)

EEG یکی از سیگنال‌های علائم حیاتی است که نشانگر فعالیت الکتریکی لایه خارجی مغز (کورتکس) می‌باشد و به صورت اختلاف پتانسیل بین هر الکتروود الکتروود مینا اندازه‌گیری می‌شود. الکتروودها عموماً طبق سیستم بین‌المللی 10-20 بر روی سر قرار می‌گیرند، نام‌گذاری الکتروودها به ترتیب: Fp1، Fp2، F3، F4، C3،

می‌کند که نتیجه آن کاهش حجم و زمان انجام محاسبات و افزایش سرعت الگوریتم است (4). از طرفی با یک نگاه می‌توان وضعیت تمام الکتروودها را به صورت یک نگاشت کدرنگی بررسی کرد و هم‌چنین با اعمال تکنیک‌های پردازش تصویر کارایی طرح پیشنهادی را افزایش داد.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه تجربی، مراحل اجرای روش پیشنهادی شامل 3 مرحله اصلی می‌باشد، پیش‌پردازش داده‌ها، نگاشت مغز و تبدیل ویولت-شبکه عصبی و آنالیز همبستگی.

در حالت کلی صرع ممکن است در بخشی از نیمکره سر (عموماً در قسمت پیشانی و گیج‌گاهی) رخ دهد که به آن صرع جزئی گویند. در صورتی که صرع در سیگنال EEG تمام کانال‌ها دیده شود به آن صرع عمومی می‌گویند که شامل تمام بخش‌های مغز نیمکره چپ و راست می‌باشد (8). در این پژوهش می‌خواهیم الگوهای صرع عمومی و جزئی را به صورت خودکار با استفاده از شبکه عصبی دسته‌بندی و هم‌چنین محل رخداد صرع جزئی را مشخص کنیم.

پیش‌پردازش داده‌ها

هدف از این مرحله کاهش ابعاد فضای ورودی و تولید بردار خوش‌تعریف از ورودی از طریق حذف داده‌های اضافی و کم‌اهمیت متناسب با کاربرد مورد نظر می‌باشد. پیش‌پردازش داده‌های EEG خام ثبت شده از دستگاه الکترونسفالوگرام، شامل عبور از فیلتر میان‌گذر (0.5-60Hz BPF) جهت حذف فرکانس‌های بسیار بالا و پایین غیر ضروری و فیلتر شکافی جهت حذف نویز برق شهر، نمونه‌گیری با فرکانس مناسب و در نهایت حذف سیگنال‌های شبه‌صرعی یا آرتیفکت (مانند حرکت کره چشم و انقباض عضلات که منجر به ایجاد سیگنال شبه‌صرعی در EEG و خطا در تشخیص صرع می‌شوند) می‌باشد. مرتبه فیلتر میان‌گذر و شکافی با روش سعی و خطا به دست می‌آید.

$$W(s, t) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(u) \frac{1}{s} \psi \left[\frac{u-t}{a} \right] du$$

که $f(u)$ سیگنال اصلی و به تابع $\psi(t)$ ویولت مادر گویند. وضوح تبدیل ویولت با پارامتر مقیاس s قابل تغییر است. تبدیل ویولت با داشتن خصوصیات منحصر به فرد قابل به کارگیری در بسیاری از کارهای پردازش سیگنال است. از کاربردهای مهم آن، فشرده سازی داده ها و حذف نویز و آرتیفکت (8) در سیگنال EEG می باشد. سیگنال EEG که شامل نقاط داده زیادی می باشد را می توان با تعداد پارامترهای کمتری، نمایش داد. این پارامترها رفتار سیگنال EEG را بیان می کنند. تمام آزمایشات در نرم افزار Matlab.7.7 انجام شده است. بعد از پیش پردازش داده ها شامل حذف نویز و آرتیفکت، از روش انرژی برای استخراج مشخصه صرع استفاده شد.

یافته ها

مقادیر انرژی تمام الکترودها محاسبه و جهت رسم نگاشت دوبعدی از مغز بر مبنای درونیابی مکعبی استفاده شد، الکترودی که شامل امواج صرعی است دارای ماکزیمم انرژی می باشد که در نگاشت ناحیه اطراف آن الکترودها به رنگ قرمز کد می شود. سپس تبدیل ویولت دوبعدی هر نگاشت با استفاده از ویولت دابیشیز 4 پارامتری (dB4) در 6 سطح محاسبه می شود. این آنالیز در 2 سطح در شکل 1 نشان داده شده است. استفاده از تبدیل ویولت، با حفظ ضرایب مهم، ماتریس هر نگاشت را از 544×774 پیکسل به 15×18 پیکسل تبدیل می کند که تقریباً به نسبت 1 به 505267 فشرده سازی صورت می گیرد.

C4, P3, P4, F7, F8, T1, T2, T3, T5, T6, O1, O2, Fz و Pz می باشد که F بیانگر ناحیه پیشانی، T ناحیه گیجگاهی، P ناحیه آهیانه، C ناحیه مرکزی و O ناحیه پس سری می باشد، اعداد فرد مربوط به نیم کره سمت چپ و اعداد زوج مربوط به نیم کره سمت راست مغز می باشند (2).
با استفاده از این سیستم سیگنال EEG بیماران مختلف طبق یک مبنا قابل مقایسه خواهند بود. سیگنال EEG در مقایسه با دیگر سیگنال های علائم حیاتی دارای دامنه بسیار پائین در رنج $\pm 100 \mu V$ می باشد و ساختار شبه متنابویی همانند دیگر سیگنال های علائم حیاتی (از قبیل ECG) ندارد، لذا می توان آن را به صورت یک فرآیند تصادفی و غیر ایستا در نظر گرفت. ناهنجاری هایی همچون صرع می توانند سبب غیر خطی شدن سیگنال EEG بی نظمی و افزایش دامنه نوسانات و انرژی آن شوند (15).

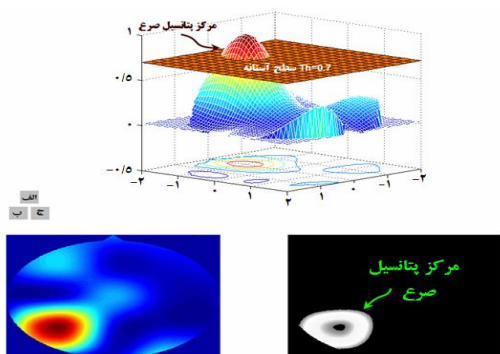
نگاشت مغز

تصاویر EEG، تکنیکی مدرن و مفید جهت ارزیابی عملکرد فعالیت الکتریکی مغز می باشند. در روش QEEG یا EEG کوانتیزه که عموماً تحت عنوان نگاشت مغز شناخته می شود، آنالیزهای پیچیده ای مانند تقارن میان کره ای و نیم کره ای، نواحی تک قطبی و دو قطبی، فاز، وابستگی دامنه، توان مطلق و نسبی، انرژی و فرکانس غالب امواج مغز را می توان انجام و به صورت نگاشت دوبعدی نمایش داد (16). هر ناهنجاری الکتریکی که در مغز به وجود آید در QEEG با مقایسه با بانک داده نرمال مشخص خواهد شد. این مقایسه به صورت معیار Z نمایش داده می شود که مبین انحراف استاندارد از مقدار نرم می باشد (16). در این فرآیند، داده های EEG ثبت شده از 19 الکترودها طبق سیستم 10-20 واقع بر کورتکس را از طریق یک کلاهک الاستیک، پس از تقویت و پیش پردازش کامپیوتری جهت دیجیتال سازی و حذف آرتیفکت به صورت یک نگاشت کدرنگی از فعالیت الکتریکی مغز نمایش می دهند.

تبدیل ویولت

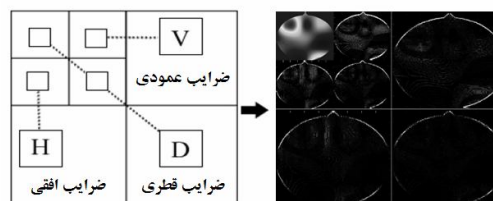
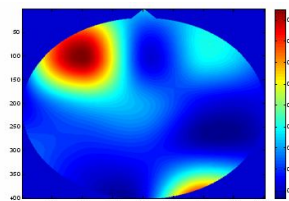
رابطه تبدیل ویولت به صورت زیر می باشد:

دلیل داشتن دو لایه خطی و رقابتی و یادگیری با ناظر، جهت مسائل تشخیص الگو و دسته‌بندی مناسب می‌باشد. از طرفی ترکیب ANN با روش‌های پیشرفته هم‌چون منطق فازی و تبدیل ویولت، کارآیی، سرعت، دقت و قابلیت دسته‌بندی، الگوریتم پیشنهادی را بسیار ارتقا بخشیده است (20). در مسائل دسته‌بندی الگوها، شبکه‌های عصبی معمولاً توسط بخشی از تصویر یا الگو (10 درصد تا 20 درصد) یا تصویر کامل و یا ترکیب چند تصویر باهم بسته به حجم آن آموزش می‌بینند (21). یکی از مهم‌ترین مزیت‌های تجزیه چند دقتی ویولت این است که با توجه به فشردگی سازی، می‌توان از تصویر کامل (ضرایب تقریبی) به منظور آموزش شبکه عصبی استفاده کرد که نتیجه آن کاهش خطای کلاسه‌بندی می‌باشد.



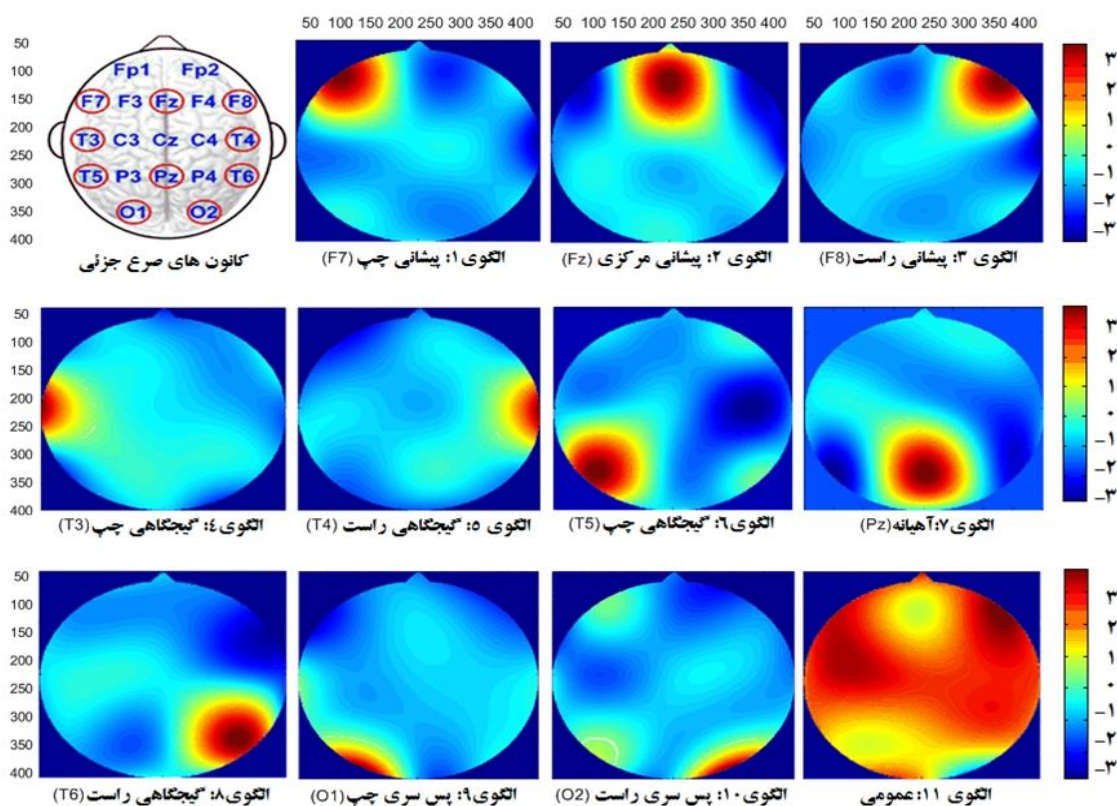
شکل 2. الف) نگاشت سه بعدی مغز و آستانه گیری ب) تصویر دوبعدی نگاشت مغز و ج) کانون یابی محل صرع با استفاده از تفکیک مؤلفه قرمز و آستانه گیری

جهت آموزش شبکه عصبی LVQ از مقادیر ضرایب تقریبی ویولت 11 الگو شامل، 1 الگوی صرع عمومی و 10 الگوی صرع جزئی (کانونی) در سطح 6، استفاده شده است (شکل 3). هم‌چنین جهت افزایش تعداد الگوهای تشخیصی، آزمایش‌های زیادی انجام شد که مقادیر بهینه تعداد نرون در لایه مخفی و نرخ یادگیری شبکه عصبی به ازای تعداد الگوی معین در جدول 1 لیست شده‌اند.



شکل 1. تبدیل ویولت دو بعدی نگاشت مغز، استخراج ضرایب جزئی و تقریبی

در این کار از تکنیک‌های پردازش تصویر برای استخراج مشخصه بیشتر و افزایش دقت داده‌ها استفاده شد. این تکنیک همان‌طور که در شکل 2 نشان داده شده بخش‌بندی تصویر مبتنی بر آستانه‌گیری است. بخش‌بندی تصویر فرآیندی است که در آن پیکسل‌های تصویر به ناحیه‌های دلخواه دسته‌بندی می‌شوند. استفاده از این تکنیک در ترکیب با تبدیل ویولت سبب پراکنده (اسپارس) شدن ماتریس نگاشت می‌شود. ماتریس پراکنده‌گی ماتریسی است که اکثر درایه‌های آن صفر می‌باشند. چون اکثر درایه‌های غیر ضروری ماتریس نگاشت صفر می‌شوند لذا استفاده از این روش تأثیر بسزایی در کاهش حجم محاسبات و افزایش سرعت الگوریتم پیشنهادی دارد (19). با توجه به این که رنگ مرکز پتانسیل صرع قرمز می‌باشد و هم‌چنین این مکان نسبت به نقاط همسایگی خود دارای مقادیر بزرگتری می‌باشد، لذا می‌توان با جدا کردن مؤلفه قرمز نگاشت RGB و حذف (صفر کردن) مقادیر کوچک‌تر از سطح آستانه، محل رخداد صرع جزئی را جدا کرد. بهترین سطح آستانه که انتخاب شد $Th=0.7$ می‌باشد، همان‌طور که در شکل 2 مشخص است ناحیه وقوع صرع دقیقاً تفکیک شده است. از میان شبکه‌های عصبی (ANN)، شبکه عصبی کوانتیزه برداری (LVQ) جهت این کار انتخاب شد. این شبکه به

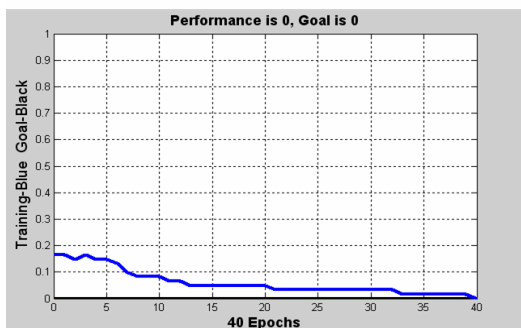


شکل 3. الگوی 1 تا 10: صرع جزئی (کانونی) و الگوی 11: صرع عمومی جهت آموزش شبکه عصبی LVQ

TRAINR, Epoch 0/200
 TRAINR, Epoch 25/200
 TRAINR, Epoch 40/200
 TRAINR, Performance goal met.

type = 6

Type of epilepsy: Partial seizure-origin:Temporal (T5)



شکل 4. نتایج شبکه و منحنی خطا و تعداد دوره آموزش

جهت این که روش پیشنهادی قابل تفسیر برای تمام کاربران حتی پزشکان عمومی باشد خروجی آن به گونه‌ای طراحی شده که به صورت نوشتاری نوع صرع و مرکز پتانسیل آن را نمایش دهد. خروجی شبکه به‌ازای اعمال الگوی ورودی شکل 2 ب، به صورت شکل 4

جدول 1. مقادیر بهینه تعداد نرون در لایه مخفی و نرخ یادگیری

شبکه عصبی به‌ازای تعداد الگوی معین

شماره الگو	تعداد لایه‌های مخفی	نرخ یادگیری	تعداد دوره آموزش	ابعاد ماتریس آموزش
2	3	1	1	270×2
3	4	1	2	270×3
4	8	0/95	4	270×4
5	10	0/85	5	270×5
6	12	0/7	8	270×6
7	15	0/45	5-15	270×7
8	16	0/15	13-18	270×8
9	18	0/085	18-24	270×9
10	20	0/065	25-42	270×10
11	30	0/065	38-50	270×11
12	35	0/055	75-110	270×12
13	-	-	-	270×13

با توجه به نتایج حاصل شده با افزایش تعداد الگوهای آموزش باید تعداد نرون در لایه مخفی را افزایش و نرخ یادگیری را کاهش داد به گونه‌ای که سبب همگرایی خطای شبکه به صفر شود.



شکل 5. جداسازی فریم های مرکز پتانسیل صرع کانونی جهت محاسبه ضریب همبستگی با ماتریس واحد

در شکل 5، 4 فریم یا زیر تصویر از نگاشت مغز آستانه گیری شده نمایش داده شده است. همان طور که مشخص است، ضریب همبستگی ماتریس واحد با زیر تصویر شامل صرع بیشترین مقدار را از میان ضرایب همبستگی دارد لذا با یافتن ماکزیمم ضریب همبستگی می توان ناحیه متناظر با آن ضریب را به عنوان محل رخداد صرع مشخص کرد. نتیجه عملکرد روش های پیشنهادی تحت شرایط نویز، در جدول 2 ثبت شده است که روش پیشنهادی 2 به طور متوسط 99/43 درصد در برابر شرایط نویز پایدار می باشد.

جدول 2. ارزیابی دو روش پیشنهادی تحت شرایط نویز

الگوی نگاشت صرعی	روش 1 (درصد)	روش 2 (درصد)
پیشانی چپ (F7)	18/9	99/1
پیشانی مرکزی (Fz)	40	99/7
پیشانی راست (F8)	51	99/6
گیجگاهی چپ (T3)	18	99/3
گیجگاهی راست (T4)	35	99/3
گیجگاهی چپ (T5)	21	99/7
گیجگاهی راست (T6)	23	99/4
آهیانه (Pz)	53	99/8
آهیانه چپ (O1)	35	99/5
آهیانه راست (O2)	20	98/5
عمومی	21	99/9
در بدترین شرایط تصویری	18	98/5
مقاومت در برابر نویز	30/53	99/43

روش 1: تبدیل ویولت-شبکه عصبی، روش 2: تکنیک های پردازش تصویر

بحث

اکثر روش های بررسی شده در مقالات گذشته مبتنی بر تکنیک های پردازش سیگنال است که فقط وجود یا عدم وجود صرع در یک کانال EEG را تشخیص می دهند و در جدیدترین کار انجام شده حداکثر تشخیص دو نوع صرع بررسی می شود اما در این تحقیق ضمن افزایش تعداد

می باشد که به درستی نوع صرع و مرکز پتانسیل آن تشخیص داده شده است. با توجه به منحنی خطا و همگرایی آن به خطای صفر در 40 دوره تناوب کارایی روش پیشنهادی و سرعت عملکرد شبکه عصبی مورد استفاده آشکار می شود.

تکنیک های پردازش تصویر

روش پیشنهادی 2 مبتنی بر تکنیک های پردازش تصویر از جمله آستانه گیری، آنالیز همبستگی، جدا کردن فریم از تصویر و ماکزیمم گیری بردار ضرایب همبستگی می باشد. در این شیوه ابتدا با استفاده از بخش بندی تصویر مبتنی بر آستانه گیری، ناحیه صرعی نگاشت مغز جدا می شود. سپس هر نگاشت آستانه گیری شده به 10 زیر تصویر مجزا تقسیم می شود. هر زیر تصویر بیانگر بخشی از مغز که احتمال رخداد یکی از انواع صرع جزئی در آن وجود دارد می باشد. یکی از کاربردهای همبستگی یافتن تطبیق های بین تصاویر مختلف می باشد.

همبستگی فیلتر $W(x, y)$ به اندازه $m \times n$ با تصویر $f(x, y)$ که به صورت $W(x, y) * f(x, y)$ نمایش داده می شود با استفاده از این معادله به دست می آید (19):

$$W(x, y) * f(x, y) = \sum_{s=-a}^a \sum_{t=-b}^b W(s, t) f(x+s, y+t)$$

مقدار ضریب همبستگی معیاری از مشابهت بین دو تصویر می باشد. هرچه ضریب همبستگی بین دو تصویر بیشتر باشد آن دو تصویر بیشتر به هم شبیه هستند، لذا با استفاده از این نکته می توان با محاسبه ضریب همبستگی هر زیر تصویر با ماتریس واحد با همان ابعاد معیاری از وجود صرع در آن ناحیه را به دست آورد. ضریب همبستگی ماتریس واحد با فریم ها و زیر تصویرهایی که در آن ناحیه صرع وجود ندارد (به دلیل صفر بودن مقادیر نگاشت در آن ناحیه در اثر آستانه گیری) مینیمم و در حد صفر می باشد. بیشترین ضریب همبستگی متناظر با ناحیه ای است که در آن صرع رخ داده است.

حمل در مناطق محروم از متخصصین نرولوژی دارد.

تشکر و قدردانی

از جناب آقای دکتر شمس اللهی عضو هیئت علمی دانشگاه صنعتی شریف و آزمایشگاه پردازش علائم حیاتی دانشگاه صنعتی شریف، مرکز تشخیص صرع و نرولوژی فرایبورگ آلمان و هم چنین معاونت پژوهشی انجمن حمایت از صرع ایران و کلینیک نرولوژی بیمارستان لقمان حکیم تهران کمال تشکر و قدردانی را می‌نمائیم.

منابع

1. Mohseni HR, Maghsoudi A, Shamsollahi MB, editors. Seizure detection in eeg signals: A comparison of different approaches. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc; 2006: 6724-7.
2. Indiradevi K, Elias E, Sathidevi P, Dinesh Nayak S, Radhakrishnan K. A multi-level wavelet approach for automatic detection of epileptic spikes in the electroencephalogram. Computers in Biology and Medicine. 2008; 38(7): 805-16.
3. Ocak H. Automatic detection of epileptic seizures in EEG using discrete wavelet transform and approximate entropy. Expert Systems with Applications. 2009; 36(2):2027-36.
4. Ghosh-Dastidar S, Adeli H, Dadmehr N. Mixed-band wavelet-chaos-neural network methodology for epilepsy and epileptic seizure detection. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on. 2007;54(9):1545-51.
5. Adeli H, Zhou Z, Dadmehr N. Analysis of EEG records in an epileptic patient using wavelet transform. Journal of neuroscience methods. 2003;123(1):69-87.
6. Suratgar AA, Rezaei Ashtiani A. EEG Signals Processing for Diagnosis Petitmal (absence) and Grandmal Epilepsies Using Artificial Neural Network. Arak Medical University Journal. 2008;11(3):89-97.[Persian]
7. Berdakh A, Don SH, editors. Epileptic seizures detection using continuous time wavelet based artificial neural networks. Information Technology: New Generations,

الگوهای صرعی تشخیصی به 11 الگو، تمام روش‌های آنالیز سیگنال EEG از حالت یک بعدی به فضای دو بعدی نگاشت مغز تعمیم داده شد، به طوری که در روش پیشنهادی ارتباط الکتریکی بین سایر نواحی مغز از طریق رسم نگاشت دوبعدی ارزیابی می‌شود. به علاوه در حوزه دوبعدی، امکان استفاده از روش‌ها و تکنیک‌های جدید پردازش تصویر از جمله آستانه‌گیری و روش‌های استخراج مشخصه و فشرده‌سازی داده‌ها توسط تبدیل ویولت، تأثیر بسزایی در کاهش حجم زیاد دیتاهای EEG به صورت یک تصویر با طول و عرض محدود $m \times n$ پیکسل و هم چنین ترکیب روش‌های مدرن هوش مصنوعی در دسته‌بندی الگوها از جمله شبکه‌های عصبی مصنوعی، سیستم‌های فازی و الگوریتم ژنتیک - در ترکیب با تبدیل ویولت سبب افزایش سرعت و کارایی روش پیشنهادی و اجرایی بودن قابلیت استفاده از آن در خروجی دستگاه‌های الکترونسفالوگرام به عنوان مقدمه‌ای جهت طراحی و بومی‌سازی سیستم‌های تشخیص اتوماتیک ناهنجاری‌ها و بیماری‌های مرتبط با عملکرد مغز با استفاده از تصاویر نگاشت مغز می‌باشد.

از جمله محدودیت‌های این پژوهش، عدم دستیابی به بانک داده سیگنال‌های EEG، 22 کاناله صرعی، ثبت شده با استفاده از الکترودهای سطحی طبق سیستم 20-10، جهت ارزیابی این روش می‌باشد که حدود یک سال صرف تحقیق جهت بدست آوردن این بانک داده و تعامل با مراکز تحقیقاتی معتبر جهانی صرع و تشنج شد.

نتیجه گیری

در روش نگاشت مغز امکان بررسی تمام نواحی مغز وجود دارد. به علاوه استفاده از ترکیب روش‌های پردازش سیگنال و تصویر شامل محاسبه انرژی، آستانه‌گیری، تبدیل ویولت و آنالیز همبستگی سهم بسزایی در کاهش حجم زیاد داده‌های EEG دارد که این به نوبه خود سبب افزایش کارایی، دقت و سرعت الگوریتم‌های تشخیص و استفاده از آن در سیستم‌های بلادرنگ و قابل

- 2009 ITNG'09 Sixth International Conference on; 2009:1456-61.
8. Duru AD, Bayram A, Demiralp T, Ademoglu A, editors. Source Localization of Subtopographic Brain Maps for Event Related Potentials (ERP). Engineering in Medicine and Biology Society, 2006 EMBS'06 28th Annual International Conference of the IEEE; 2006: 4832-4.
9. Zhang Q, Liang M, Sun W, editors. Medical diagnostic image fusion based on feature mapping wavelet neural networks. Image and Graphics, 2004 Proceedings Third International Conference on; 2004.
10. Sing J, Basu D, Nasipuri M, Kundu M, editors. Self-adaptive RBF neural network-based segmentation of medical images of the brain. Intelligent Sensing and Information Processing, 2005 Proceedings of 2005 International Conference on; 2005:447-52.
11. The Math work Inc, Matlab User's Guide. Image processing; Signal processing, Wavelet and ntool Toolbox. 2007.
12. Phothisonothai M, Nakagawa M, editors. EEG signal classification method based on fractal features and neural network. Engineering in Medicine and Biology Society, 2008 EMBS 2008 30th Annual International Conference of the IEEE; 2008:3880-3.
13. Le Van Quyen M, Foucher J, Lachaux JP, Rodriguez E, Lutz A, Martinerie J, et al. Comparison of Hilbert transform and wavelet methods for the analysis of neuronal synchrony. Journal of neuroscience methods. 2001; 111(2): 83-98.
14. Quiroga Q, Rosso OA, Baser E, Schurman M. Wavelet entropy-related potentials: a new method shows ordering of EEG oscillation. Biological Cybernetics.2001;84: 291-9.
15. Kutil R, Uhl A. Parallel adaptive wavelet analysis. Future Generation Computer Systems. 2001;18(1):97-106.
16. Zelek V. A tutorial to brain mapping: What is brain mapping. Neuropsychological Services Northeast Center for Special Care. 2006.P.1-7.
17. Prichep LS, Causevic E, Coifman RR, Isenhardt R, Jacquin A, John ER, et al., editors. Qeeg-Based Classification With Wavelet Packet and Microstate Features for Triage Applications in the ER. Acoustics, Speech and Signal Processing, 2006 ICASSP 2006 Proceedings 2006 IEEE International Conference on; 2006: 1136-9.
18. Faul S, Boylan G, Connolly S, Marnane L, Lightbody G. An evaluation of automated neonatal seizure detection methods. Clinical Neurophysiology. 2005;116(7):1533-41.
19. Gonzalez RC, Woods RE. Digital Image Processing. Prentic Hall.2002.
20. Tzallas AT, Tsipouras MG, Fotiadis DI, editors. The use of time-frequency distributions for epileptic seizure detection in EEG recordings. Engineering in Medicine and Biology Society, 2007 EMBS 2007 29th Annual International Conference of the IEEE; 2007: 3-6.
21. Radi N, Hussain AJ, Al-Jumeily D, editors. On the Design of Training and Testing Data for Neural Networks in Image Prediction. Developments in eSystems Engineering (DESE), 2009 Second International Conference on; 2009: 364-9.