

## ارزیابی حساسیت و ویژگی نمای مقیاس بندی نوار مغزی در تشخیص سگته مغزی

سعید برجسته<sup>۱</sup>، حمید رضا نویدی<sup>۱</sup>، مجید حسن پورعزتی<sup>۲\*</sup>، کورش قره‌گزلی<sup>۳</sup>، هادی آفایاری<sup>۱</sup>

<sup>۱</sup> گروه ریاضی کاربردی، دانشکده علوم پایه، دانشگاه شاهد

<sup>۲</sup> گروه زیست‌شناسی، دانشکده علوم پایه، دانشگاه شاهد

<sup>۳</sup> گروه نورولوژی، بیمارستان لقمان حکیم، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

### چکیده

**سابقه و هدف:** با توجه به اهمیت تشخیص سریع سگته مغزی و پیشرفت‌های نوین در علوم اعصاب، استفاده از نوار مغزی کمی شده در بررسی عملکردهای مغز در شرایط مختلف از جمله خواب، بیهوشی، صرع و هیپنوتیزم روشی موثر و کارا می‌باشد. در این پژوهش، امواج نوار مغزی ثبت شده از بیماران دچار سگته مغزی در حالت استراحت با چشمان بسته مورد ثبت و پردازش قرار گرفته و نتایج حاصل از این پردازش با نظرات پزشکان متخصص مقایسه شد.

**روش بررسی:** تحقیق به روش تشخیص انجام گرفت. در این پژوهش، دو نمای مقیاس‌بندی را با به کارگیری روش تجزیه و تحلیل نوسانات حذف شیب چند فرکتالی از نوار مغزی ۱۷ فرد سالم و ۱۲ فرد بیمار از هر دو جنس با مرتبه  $(q=2/37)$  به کمک نرم افزار Matlab محاسبه کرده و سپس با بکارگیری این نمای مقیاس‌بندی و استفاده از پردازش عددی، دو فاکتور  $(10^v)$  برای تفکیک افراد بیمار از سالم بر اساس نوار مغزی آنها بدست آمد. ارزش پیش‌بینی مثبت و ارزش پیش‌بینی منفی نمای مقیاس‌بندی به دست آمده از نوار مغزی نسبت به تشخیص واقعی محاسبه گردید.

**یافته‌ها:** از ۲۹ نفر مورد بررسی که ۱۷ نفر سالم و ۱۲ نفر بیمار، ارزش پیش‌بینی مثبت و ارزش پیش‌بینی منفی نوار مغزی در تشخیص سگته مغزی ۱۰۰ درصد بود.

**نتیجه‌گیری:** این روش بدون نیاز به عملیات پیچیده و وقت‌گیر مانند انجام تجزیه و تحلیل فوریر و تبدیل سری زمانی به فرکانسی و همچنین بی‌نیاز از نرم‌افزار تخصصی خاصی امکان تجزیه و تحلیل آسان و تشخیص سریع بروز سگته را براساس نوار مغزی در بیماران فراهم می‌آورد و می‌تواند در زمان عدم دسترسی به پزشک متخصص جهت تشخیص سگته مغزی بر اساس نوار مغزی کمک شایانی به کادر پزشکی بکند و به نظر می‌رسد که نمای مقیاس‌بندی بدست آمده توان لازم برای تشخیص سگته مغزی را داراست و همچنین تحقیقات بیشتری را نیز در این مورد توصیه می‌نماییم.

**واژگان کلیدی:** نوار مغزی، سگته مغزی، تجزیه و تحلیل نوسانات حذف شیب چند فرکتالی، حساسیت و اختصاصیت.

### مقدمه

تحلیل اطلاعات عددی حاصل از هر یک از کانال‌های نوار مغزی اصطلاحاً (qEEG) یا (EEG) کمی شده می‌گویند. یکی از کاربردهای ارزشمند (qEEG) تشخیص سگته مغزی است. معرفی سگته مغزی (stroke)، به ۴۶۰ سال قبل از میلاد مسیح و سقراط باز می‌گردد (۲). از آن زمان تاکنون جزء مشکلات حایز اهمیت بشر بوده، در طی دهه‌های گذشته با افزایش تکنیک‌های تشخیصی تعداد بیمارانی که از سگته مغزی نجات پیدا کردند ۳۰٪ افزایش پیدا کرده و همچنین یافته‌ها دلالت دارند که شدت

مطالعه بر روی فعالیت مغز و ماهیت آن از دیرباز مورد توجه بسیاری از محققان بوده است. یکی از راه‌های مطالعه عملکرد مغز، ثبت و تجزیه و تحلیل فعالیت‌های الکتریکی آن با استفاده از روش ثبت نوار مغزی (EEG) است (۱). امروزه به ثبت و تجزیه و

آدرس نویسنده مسئول: تهران، اتوبان خلیج فارس، روبروی حرم مطهر حضرت امام خمینی (ره)، دانشگاه

شاهد، مجید حسن پورعزتی (e-mail: hassanpour@shahed.ac.ir)

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۰/۱۰/۱۸

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۱/۴/۲۷

سکته مغزی این تحقیق روی افراد مراجعه کننده به بیمارستان لقمان حکیم در سال ۱۳۹۰ انجام گرفت. در این مقاله ابتدا روش تجزیه و تحلیل نوسانات حذف شیب شده چندفرکتالی توصیف شده و سپس با به کار گیری این روش برای تمام نمونه‌ها نمای مقیاس بندی نوسانات زمانی محاسبه می‌شود. در فاز دوم، تجزیه و تحلیل گشتاور نمای مقیاس بندی و همبستگی نمای مقیاس بندی توضیح داده شده و با استفاده از این دو روش برای هر نمونه دو مقدار عمومی محاسبه می‌شود، در نهایت نحوه تفکیک پذیری افراد سکنه‌ای از افراد سالم ارائه می‌شود. هدف اصلی ما ارائه روشی تشخیصی بر اساس نوار مغزی است که بتواند افراد دچار سکنه مغزی را از افراد سالم متمایز کند. ویژگی خاص این پژوهش، ابداع یک روش جدید در راستای روش پیشنهادی و موفق Hwa و همکارانش در تجزیه و تحلیل نوار مغزی بیماران مبتلا به سکنه مغزی براساس روش استخراج کمی سازی اطلاعات نوار مغزی است.

### مواد و روشها

نوار مغزی بیماران مغزی از هر دو جنس و با سن بین ۱۸ تا ۶۰ سال مراجعه کننده به بخش نورولوژی بیمارستان لقمان حکیم، تهران، ایران در حالت استراحت و بدون هیچ گونه اعمال محرکی ثبت شد. در این پژوهش نوار مغزی ۲۹ فرد (از هر دو جنس) از این مرکز دریافت شد که هفده نفر سالم و دوازده نفر دارای علایم بالینی سکنه‌ای بودند. دو نفر از افراد با علایم بالینی سکنه به هنگام ثبت نوار از آنها دارای نوار مغزی سالم و رو به بهبود بودند. نوار مغزی گرفته شده از همه بیماران توسط متخصص نورولوژیست ماهر مورد ارزیابی قرار گرفت. سیگنال نوار مغزی بر طبق استاندارد ۲۰-۱۰ و توسط یک دستگاه ثبت نوار مغزی ۲۴ کاناله با نرخ نمونه برداری ۱۲۸ هرتز و مبدل آنالوگ به دیجیتال ۱۶ بیتی ثبت می‌شود. برای ثبت سیگنال از یک فیلتر بالا گذر ۱ هرتز و یک فیلتر پایین گذر ۳۰ هرتز استفاده شد و حذف آرتیفکت به صورت دستی انجام شد.

تجزیه و تحلیل نوسانات حذف شیب چندفرکتالی الگوریتم روش تجزیه و تحلیل نوسانات حذف شیب چند فرکتالی که بر پایه شناسایی مقیاس بندی  $q$  امین مرتبه گشتاور وابسته به طول سیگنال می‌باشد، بصورت زیر بیان می‌شود:

### الگوریتم MF-DFA

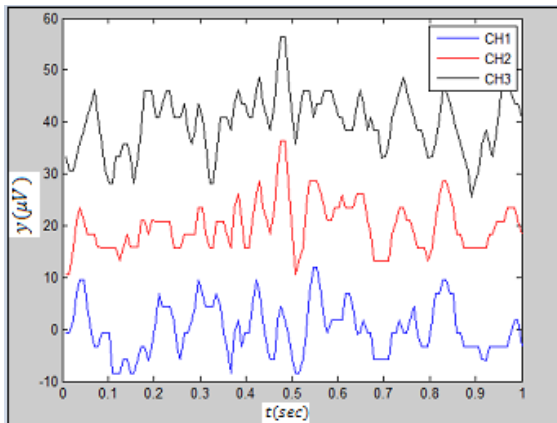
سکته مغزی در دهه‌ی گذشته ۶۷٪ افزایش یافته است (۳). امروزه روش‌های متنوعی جهت تشخیص سکنه مغزی به کار گرفته می‌شوند که از آن جمله می‌توان به روش‌های تصویر برداری (MRI) و سی تی اسکن پیشرفته و همچنین روش‌های بیوشیمیایی اشاره کرد (۵،۴). روش تجزیه تحلیل نوار مغزی با هدف تشخیص سکنه مغزی به فرم ساده تری اولین بار توسط پژوهشگری به نام Hwa و همکارانش (۶) در سال ۲۰۰۲ معرفی شد. آنها با مقایسه کمی لیدهای دو نیمکره با یک مرجع توانستند با صحت ۹۰٪ افراد سکنه‌ای را از افراد سالم تشخیص دهند.

هدف اصلی این روش‌های تجزیه و تحلیل، استخراج ویژگی‌های مهمی از داده‌های زیستی است که بتواند نکته‌های را که به صورت مشاهده مستقیم به راحتی قابل تشخیص نیستند یا تشخیص آن‌ها بسیار وقت گیر و یا تخصصی است را راحت‌تر و سریع‌تر کند. رایج‌ترین روش‌های تجزیه و تحلیل سری زمانی qEEG، تجزیه فوری می‌باشد (۱،۷). روش دیگر جهت بررسی سری زمانی qEEG تجزیه و تحلیل ویولت است. اما استفاده از این روش‌ها به قیمت از دست دادن توانایی توصیف همبستگی‌های زمانی دامنه بلند سیگنال است (۸). تجزیه و تحلیل‌های آشوبگونه برای کمی سازی رفتار غیرخطی EEG، اعمال می‌شوند. اما این تجزیه و تحلیل‌ها نیز به دوره زمانی طولانی مدتی از ثبت برای محاسبه ویژگی‌های یک سری زمانی نیاز دارند (۹-۱۱). ما در این پژوهش از روش تجزیه و تحلیل نوسانات حذف شیب چند فرکتالی (Multifractal Detrended Fluctuation Analysis) یا (MF-DFA) استفاده کردیم تا نوسانات زمانی qEEG مربوط به یک دوره زمانی نسبتاً کوتاه مدت (تقریباً ۶۰ ثانیه) را تجزیه و تحلیل کنیم (۱۲). امروزه بررسی نمای خود تشابهی در ارتباط با نوار مغزی کاربردهای مختلفی دارد، به عنوان مثال پژوهشگران با به کارگیری این روش توانستند به کشف پلاستیسته نرونی در مغز افراد نابینا (۱۳)، بررسی ابتلا به صرع در مدل‌های حیوانی (۱۴) و به بررسی ابتلا به افسردگی در بیماران (۱۵) بپردازند. در تمامی این پژوهش‌ها، قضاوت حاصل از نتایج به دست آمده از روش DFA با نظرات پزشکان متخصص همخوانی خوبی را نشان داده است که گویای دقت بالای این روش در پردازش اطلاعات نسبت به دیگر روش‌ها است.

با توجه به نتایج مثبت عملکرد نوار مغزی در تشخیص خواب، بیهوشی، صرع و... این احتمال وجود داشت که بتواند در تشخیص سکنه مغزی نیز موثر باشد، لذا به منظور تعیین قدرت نمای مقیاس بندی نوار مغزی نسبت به تشخیص واقعی برای افتراق

- **مرحله ۵:** رفتار مقیاس بندی تابع نوسانات  $F_q(S)$  را با استفاده از تجزیه و تحلیل log-log نمودار  $F_q(S)$  نسبت به  $S$  برای هر مقدار  $q$  تعیین می‌کنیم. لذا
- $$F_q(S) \propto S^{h(q)} \quad [۵]$$

در حالت کلی نمای  $h(q)$  به  $q$  وابسته است (۱۷۰۱۶). با اعمال روش فوق بر روی سیگنال EEG در محدوده  $S$  از ۳ تا ۵۰۰، برای هر کانال یک جفت نمای مقیاس بندی تحت عنوان  $(h_1(q), h_2(q))$  به دست می‌آید و از آنجایی که تنها ۱۹ کانال برای هر فرد، Fp2, Fp1, F7, F3, Fz, F4, F8, C4, T4, Cz, C3, T3, T6, P4, Pz, P3, T5, O2, O1 ارزیابی قرار می‌گیرد. بنابراین، هر فرد ۱۹ جفت مقادیر  $(h_1(q), h_2(q))$  خواهد داشت (شکل ۱).



شکل ۱- سیگنال نوار مغزی از سه کانال برای فرد A

توزیع ترسیمی  $\ln F_q(S)$  نسبت به  $\ln S$  برای سه کانال نوار مغزی فرد A توسط این روش را نشان می‌دهد. منحنی‌های نشان داده شده در این شکل دارای دو شیب در دو منطقه هستند که به طور واضح با هم تفاوت دارند و دو منطقه مقیاس بندی ما توسط یک خم از یکدیگر قابل تشخیص هستند. با استثنای نادر، این ویژگی در همه کانال‌ها برای همه سوژه‌ها یافت شده است.

برای تعیین کمیت نمای مقیاس بندی، در ناحیه I،  $(1 < \ln S < 2/5)$  یک برازش خطی اعمال شد و شیب به دست آمده با نماد  $h_1(q)$  و به طور مشابه شیب به دست آمده از ناحیه II،  $(3/5 < \ln S < 5/7)$  با نماد  $h_2(q)$  نمایش داده شد. ناحیه I متناظر با نوسانات در مقیاس‌های زمانی کوتاه است و ناحیه II متناظر با نوسانات در مقیاس‌های زمانی بلند است و  $s$  یک مرز بندی کمی بین این دو را نشان می‌دهد. دو خط راست

تجزیه و تحلیل نوسانات حذف شیب شده چند فرکتالی شامل پنج مرحله می‌باشد. فرض کنید که  $x_k$  یک سری زمانی (مانند نوار مغزی) با طول  $N$  است.

- **مرحله ۱:** نمایه را بصورت زیر تعیین می‌کنیم:

$$Y(i) \equiv \sum_{k=1}^i [x_k - \langle x \rangle], \quad i = 1, \dots, N. \quad [۱]$$

در رابطه فوق تفریق از میانگین  $\langle x \rangle$  اجباری نیست، زیرا این امر با حذف شیب کردن در مرحله سوم حذف می‌شود.

- **مرحله ۲:** حال نمایه  $Y(i)$  را به پنجره‌های زمانی با طول نمونه  $S$  تقسیم می‌کنیم، به طوری که  $N_S \equiv \text{int}(N/S)$  می‌شود، اما از آنجایی که سری زمانی با طول  $N$  مضربی صحیح از مقیاس  $S$  نمی‌باشد، بنابراین، بخش کوچکی از انتهای سری زمانی  $Y(i)$  باقی می‌ماند. در نتیجه به منظور نادیده نگرفتن این بخش از سری زمانی، همین روش را با شروع از انتهای سری زمانی نوار مغزی دوباره تکرار می‌کنیم، بنابراین روی هم رفته  $2N_S$  پنجره زمانی از آنالیز هر قطعه نوار مغزی بدست می‌آید.
- **مرحله ۳:** اکنون با استفاده از روش کمترین مربعات بر روی  $2N_S$  پنجره‌های زمانی شیب محلی در هر پنجره را بدست می‌آوریم.
- سپس واریانس نوسانات  $F^r(S, v)$  را به صورت زیر تعیین می‌کنیم:

$$F^r(S, v) \equiv \frac{1}{S} \sum_{i=1}^S \{Y[(v-1)S+i] - y_v(i)\}^2, \quad [۲] \quad v = 1, \dots, 2N_S$$

و همچنین

$$v = N_S + 1, \dots, 2N_S \quad [۳]$$

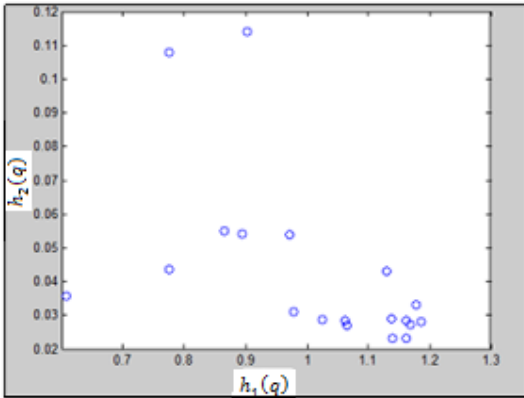
$$F^r(S, v) \equiv \frac{1}{S} \sum_{i=1}^S \{Y[N - (v - N_S)S + i] - y_v(i)\}^2,$$

در روابط فوق  $y_v(i)$  چندجمله‌ای برازش شده بر روی هر پنجره زمانی  $v$  می‌باشد.

- **مرحله ۴:** با میانگین گرفتن بر روی کل پنجره‌ها، تابع نوسانات با مرتبه  $q$  را بصورت زیر محاسبه می‌کنیم:

$$F^r(S, v) \equiv \left\{ \frac{1}{2N_S} \sum_{v=1}^{2N_S} [F^r(S, v)]^q \right\}^{\frac{1}{q}}, \quad [۴]$$

در رابطه فوق متغیر  $q$  می‌تواند هر مقدار حقیقی بجز صفر بگیرد. با قراردادن  $q=2$  در معادله [۴] روش DFA استاندارد به دست می‌آید.



شکل ۳- توزیع ترسیمی  $h_1(q)$  نسبت به  $h_2(q)$  برای فرد A

$N=19$  و  $10 < t < 1$  را در نظر می‌گیریم که این یک گام مهم در تقلیل داده‌ها است.

برای بیان ساده از نماد  $h^i(q)_j$  استفاده می‌نماییم، که بیانگر مقدار  $h_i(q)$  از کانال  $j$ ام می‌باشد. حال با باز نویسی رابطه فوق داریم [۹]:

$$M_t^{(i)} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (h^i(q)_j)^t \left/ \left( \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N h^i(q)_j \right)^t \right. \quad [۷]$$

بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که یک رفتار قانون توانی عمومی وجود دارد بطوریکه:

$$M_t^{(i)} \propto \exp(\mu_i t), \quad t \geq t_c \quad [۸]$$

حال تعریف می‌کنیم:

$$\eta = \frac{\mu_2}{\mu_1} \quad [۹]$$

مقادیر  $\eta$  برای همه  $t$ ها معنادار است و مستقل از  $t$  است. بنابراین با استفاده از این روش توانستیم تمام ۱۹ جفت مقادیر  $(h_1(q), h_2(q))$  را به یک مقیاس عمومی  $\eta$  تبدیل کنیم (۶). همبستگی بین دو نمای مقیاس بندی یک ویژگی مهم است که باید بررسی و کمی سازی شود. برای این منظور،

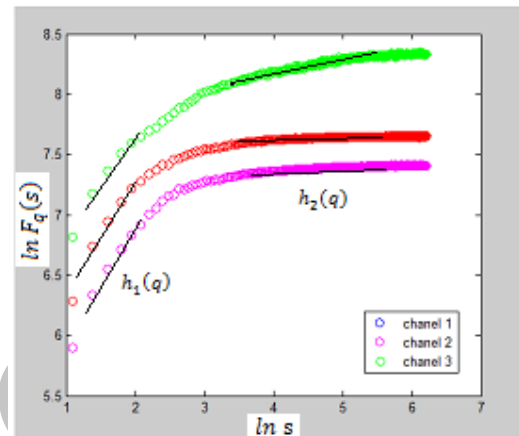
برای هر کانال  $\beta_j$  را بصورت زیر تعریف می‌کنیم:

$$\beta_j = \frac{h_2(q)}{h_1(q)} \quad [۱۰]$$

که در آن  $j=1, \dots, N$ . برای خلاصه سازی ۱۹ مقدار  $\beta_j$  برای هر فرد، از تجزیه و تحلیل گشتاور استفاده می‌کنیم. بنابراین با استفاده از معادلات [۶] و [۱۰] داریم:

$$N_t = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (\beta_j)^t \left/ \left( \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \beta_j \right)^t \right. \quad [۱۱]$$

در هر کانال به ما این امکان را می‌دهد که محل تقاطع آنها را در  $\ln(S)$  تعیین کنیم؛ این محل تقریب خوبی برای مکان شکستگی است. مقدار میانگین  $\ln(S)$  برای هر فرد از ۲/۶ تا ۳/۶ تغییر می‌کند و میانگین آن در بین افراد مورد بررسی در این پژوهش تقریباً ۳/۱ است. هم چنین، به طور بصری در شکل ۲ نیز واضح است که شکستگی در نزدیکی  $\ln(S) = 3/1$  رخ می‌دهد.



شکل ۲- نمای مقیاس بندی به دست آمده از سه کانال EEG برای فرد A

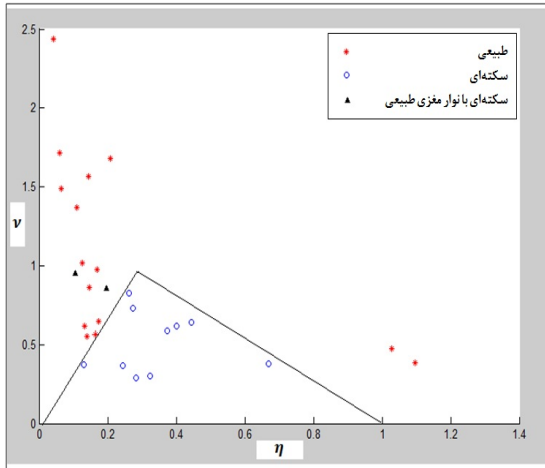
شکل ۳ توزیع ترسیمی  $h_1(q)$  نسبت به  $h_2(q)$  برای فرد A با دامنه نمای مقیاس بندی  $0.19 < h_1(q) < 1/44$  و  $0.18 < h_2(q) < 0.489$  می‌باشد.

اکنون روش خود را برای تجزیه و تحلیل تغییر پذیری نمای مقیاس بندی با هدف بدست آوردن معیاری عمومی، ارائه می‌کنیم و گشتاورهای نماهای مقیاس بندی را محاسبه می‌کنیم. در حالت کلی اگر،  $N$  عدد داشته باشیم  $Z_j, j=1, \dots, N$  می‌توانیم گشتاور را بصورت زیر محاسبه کنیم:

$$G_t = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N Z_j^t, \quad [۶]$$

که در آن  $t$  یک عدد صحیح مثبت است (۳).

دوگانه مربوط به آنها در توزیع  $\frac{v}{\eta}$  در ناحیه افراد سالم قرار گرفت. به این ترتیب با استفاده از نتایج حاصل از تجزیه و تحلیل نوار مغزی کمی شده امکان تشخیص افراد مبتلا به سکتة مغزی از افراد سالم با همخوانی ۱۰۰٪ با نظر متخصص فراهم شد.



شکل ۴- توزیع ترسیمی  $v$  نسبت به  $\eta$  برای تمام افراد با استفاده از روش MF-DFA برای  $q=2/37$

گرچه براساس این نتایج، این رویکرد بسیار امید بخش است. ولی برای اطمینان، سوژه‌های بیشتری در هر دو گروه باید بررسی شوند تا سودمندی این رویکرد به عنوان یک تفکیک کننده بالینی تأیید شود. هدف ما در این پروژه اساساً توضیح دادن روشی است که موجب یک نتیجه جالب و مفید شود و همچنین معتقدیم که وجود رفتار مقیاس بندی در تابع محاسبه شده ما آن گونه که در اینجا محاسبه شده و موفقیت ظاهری آن در این کاربرد بالینی برای توجیه علی استفاده نامتعارف از MF-DFA به سری زمانی پیوسته EEG کافی می‌باشد.

جدول ۱- توزیع افراد مورد بررسی برحسب تشخیص سکتة مغزی به تفکیک روش

| تشخیص قطعی سکتة مغزی              |     |     |     |                                   |
|-----------------------------------|-----|-----|-----|-----------------------------------|
|                                   | بله | خیر | جمع |                                   |
| تشخیص سکتة مغزی با استفاده از روش | بله | خیر | جمع |                                   |
|                                   | ۱۲  | ۰   | ۱۲  | تشخیص سکتة مغزی با استفاده از روش |
|                                   | ۰   | ۱۷  | ۱۷  |                                   |
|                                   | ۱۲  | ۱۷  | ۲۹  |                                   |

توزیع افراد مورد بررسی برحسب سکتة مغزی به تفکیک روش در جدول ۱ ارائه شده است و نشان می‌دهد که اگر نمای

بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که یک رفتار قانون توانی عمومی وجود دارد، به طوری که:

$$N_i \propto \exp(vt) \quad [12]$$

بنابراین همانند میحث گذشته با استفاده از این روش تمام ۱۹ جفت مقادیر  $(h_1(q), h_2(q))$  را به یک مقیاس عمومی  $v$  تبدیل می‌شود (۶). علی‌رغم طولانی بودن این محاسبات برای افراد غیر متخصص تمامی این محاسبات به یک برنامه ساده و کاربردی تحت محیط Matlab قابل تبدیل بوده و افراد غیرمتخصص در زمینه برنامه‌نویسی و ریاضی می‌توانند با وارد کردن اطلاعات حاصل از نوار مغزی به طور مستقیم در ستون‌های صفحه ورود اطلاعات این نرم افزار به راحتی این ضریب‌ها را محاسبه کنند.

## یافته‌ها

تحقیق روی ۲۷ نفر شامل ۱۲ نفر و ۱۷ نفر سالم انجام گرفت. حال برای تفکیک افراد سالم از افراد مبتلا به سکتة مغزی از دو فاکتورهای  $\eta^1$  و  $v$ ، حاصل از تمامی لیدهای نوار مغزی برای تک تک افراد مورد مطالعه استفاده می‌کنیم. به این منظور برای هر فرد ۱۹ جفت مقادیر  $(h_1(q), h_2(q))$  به دست آورده و سپس با استفاده از تجزیه و تحلیل گشتاور نمای مقیاس‌بندی و همبستگی نمای مقیاس‌بندی برای هر فرد دو مقدار  $(\eta, v)$  محاسبه شد. جهت قابل درک نمودن یافته‌ها برای افراد غیر متخصص از یک روش ترسیمی رایج استفاده می‌کنیم و مقادیر فاکتور اول برای هر فرد را در محور  $Y$  و مقادیر فاکتور دوم را در محور  $X$  قرار داده و وضعیت حاصل از اطلاعات نوار مغزی هر فرد را توسط یک نقطه در یک منحنی نشان می‌دهیم (شکل ۴).

شکل ۴ یک توزیع ترسیمی از  $(\eta, v)$  برای ۲۹ فرد با  $q=2/37$  برای روش تجزیه و تحلیل نوسانات حذف شیب چندفرکتالی (MF-DFA) نشان می‌دهد. افراد سالم با نماد ستاره و افراد سکتة‌ای با نماد دایره‌های توخالی در این شکل مشخص شده‌اند. دو نفر از افراد سکتة‌ای، که دارای نوار مغزی سالم و رو به بهبود بودند با نماد مثلث نشان داده شده‌اند. افراد سکتة‌ای در توزیع  $v$  نسبت به  $\eta$  در یک ناحیه‌ی مثلثی شکل محدود شده‌اند ولی افراد سالم در ناحیه وسیعی از توزیع ترسیمی و خارج از محدوده‌ی مثلثی توزیع شده‌اند. با این شیوه افراد سکتة‌ای رو به بهبود که دارای نوار مغزی سالم بودند از بقیه افراد سکتة‌ای تشخیص داده شد و فاکتورهای

کردیم و به این ترتیب علامتی فشرده و خطی از رفتار غیرخطی برای همه‌ی کانال‌های نوار مغزی فراهم آمد. به منظور تفکیک پذیری آسان افراد سالم از مبتلایان به سکتة مغزی مقادیر این دو فاکتور  $(\eta, \nu)$  برای ۲۹ فرد محاسبه و به کمک ضریب  $q=2/37$  به میزان ۱۰۰٪ با نظرات پزشک متخصص منطبق شد و در نهایت به شکل ترسیمی ساده‌ای در آمد. لازم به ذکر است که این پروژه با به کارگیری روش سنجشی خاص خود بر روی حجم نمونه کوچکی از اطلاعات بالینی مبتلایان به سکتة مغزی انجام گرفته است. با این حال، کار با ۲۹ نفر کافی است تا کارایی روش به دست آمده را نشان دهد و توان شیوه‌ای جدید در ارزیابی نوار مغزی انسان را ثابت کند. لازم به ذکر است که از این روش که ادامه کار دانشمندی بنام Hwa و همکارانش است به این شکل جدید اولین بار در سطح جهان است که برای تجزیه و تحلیل اطلاعات نوار مغزی استفاده می‌شود، گرچه استفاده از روش به کار رفته در این مقاله در حل مسائل علوم اجتماعی، اقتصاد و ریاضی راهکاری رایج است. در این تحقیق ما کاستی‌هایی، از قبیل تعداد نمونه کم دارای سکتة مغزی و تعداد کم افراد سالم، داشتیم. به هر حال با توجه به اهمیت تشخیص افراد مشکوک به سکتة مغزی تحقیقات بیشتری را توصیه می‌کنیم.

مقیاس بندی بده ست آمده از نوار مغزی در ناحیه مثلثی شکل قرار گیرد، آن فرد ۱۰۰٪ سکتة مغزی دارد (ارزش پیش‌بینی مثبت (PPV) ۱۰۰٪) و اگر نمای مقیاس‌بندی به دست آمده از نوار مغزی در خارج از ناحیه مثلثی شکل قرار گیرد آن فرد سالم از نظر سکتة مغزی است (ارزش پیش‌بینی منفی (PPV) ۱۰۰٪)

## بحث

تحقیق نشان داد که ارزش پیش‌بینی مثبت و ارزش پیش‌بینی منفی نمای مقیاس بندی ۱۰۰٪ است. با علم به اینکه مغز انسان سیستم بسیار پیچیده‌ای است، مطالعه آن نیز از پیچیدگی خاصی برخوردار است. یکی از بهترین و معمول‌ترین روش‌های بررسی عملکرد مغز تجزیه و تحلیل نوار مغزی بصورت کمی شده است. این پژوهش روش کمی جدیدی را برای تجزیه و تحلیل نوار مغزی ارائه می‌دهد. با توجه به اینکه دانشمندی بنام Gao و همکارانش در سال ۲۰۰۷ نشان داد که نوار مغزی دارای رفتار قابل مقیاس‌بندی است و می‌توان حداقل آن را براساس دو نوع فرکانس پایین (۸ هرتز و کمتر) و بالا (۱۳ هرتز به بالا) مقیاس‌بندی کرد (۶). ما با مطالعه نوسانات نوار مغزی ثبت شده از بیماران، دو فاکتور  $\eta$  و  $\nu$  حاصل شده از پردازش تمام لیدهای نوار مغزی آنها را تولید

## REFERENCES

1. Nunez P L, Ed. Neocortical dynamics and human EEG rhythms. New York: Oxford University Press; 1995.
2. Nilssen ML. A historical account of stroke and the evolution of nursing care for stroke patients. J Neurosci Nurs 2010; 42:19-27.
3. Hata J, Tanizaki Y, Kiyohara Y, Kato I, Kubo M, Tanaka K, et al. Ten year recurrence after first ever stroke in a Japanese community: the Hisayama study. J Neurol Neurosurg Psychiatry 2005; 76:368-72.
4. Jäger HR. Diagnosis of stroke with advanced CT and MR imaging. Br Med Bull 2000; 56:318-33.
5. Kesavamurthy T, Rani S, Malmurugan N. Early diagnosis of acute brain infarct using gabor filter technique for computed tomography images. International Journal of Biomedical Soft Computing and Human Sciences 2009; 2: 10-15.
6. Hwa RC, Ferree TC. Scaling properties of fluctuations in the human electroencephalogram. Phys Rev E Stat Nonlin Soft Matter Phys 2002; 66:021901.
7. Schomer DL, da Silva FL, Eds. Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields. 6<sup>th</sup> ed. Schwarzenberg: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
8. Blanco S, D'Attellis CE, Isaacson SI, Rosso OA, Sirne RO. Time-frequency analysis of electroencephalogram series. II. Gabor and wavelet transforms. Phys Rev E Stat Phys Plasmas Fluids Relat Interdiscip Topics 1996; 54:6661-72.
9. Quian Quiroga R, Blanco S, Rosso OA, Garcia H, Rabinowicz A. Searching for hidden information with Gabor Transform in generalized tonic-clonic seizures. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 1997; 103:434-9.
10. Lehnertz K, Arnhold J, Grassberger P, Elger CE, Eds. Chaos in Brain? Singapore: World Scientific; 2000.
11. Jansen BH, Brandt ME, Eds. Nonlinear Dynamical. Analysis of the EEG. Singapore: World Scientific; 1993.
12. Muzy JF, Bacry E, Arneodo A. Wavelets and multifractal formalism for singular signals: application to turbulence data. Phys Rev Lett 1991; 67:3515-18.

13. Kalaivani M, Ravindran G. Detrended Fluctuation Analysis of EEG in detecting cross-modal plasticity in brain for blind. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2009; 2009:3441-44.
14. Yan H, Xia Y, Qia Z, Liu Y, Yuan H, Yao D. Detrended fluctuation analysis of epileptic rat EEG. Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi 2008; 25:255-58.
15. Rodríguez EE, Hernández-Lemus E, Itzá-Ortiz BA, Jiménez I, Rudomín P. Multichannel detrended fluctuation analysis reveals synchronized patterns of spontaneous spinal activity in anesthetized cats. PLoS One 2011; 6:e26449.
16. Kantelhardt JW, Koscielny-Bunde E, Rego HHA, Havlin S, Bunde A. Multifractal detrended fluctuation analysis of nonstationary time series. Physica A 2002; 316: 87.
17. Movahed MS, Jafari GR, Ghasemi F, Rahvar S, Tabar MR. Multifractal detrended fluctuation analysis of sunspot time series. J Stat Mech 2006; P02003.

Archive of SID