

ارائه روشهایی جدید برای تعیین عمق بیهوشی

تکتم ذوقی^۱، رضا بوستانی^۲

^۱ فارغ‌التحصیل کارشناسی ارشد مهندسی کامپیوتر، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه شیراز، tzoughi@cse.shirazu.ac.ir

^۲ دانشیار، دانشکده مهندسی کامپیوتر، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه شیراز boostani@shirazu.ac.ir

(تاریخ دریافت مقاله ۱۳۸۹/۱۰/۱۹، تاریخ پذیرش مقاله ۱۳۸۹/۱۲/۸)

چکیده: تعیین و کنترل عمق بیهوشی در حین عمل جراحی مساله بسیار مهم و حیاتی است. روشهای متعددی برای ارائه یک شاخص کمی جهت ارزیابی عمق بیهوشی ارائه شده است. در این مطالعه روشهای موجود تحلیل سیگنالهای مغزی، مورد بررسی قرار می گیرند. علاوه بر آن جهت ارائه شاخصی مقاوم به منظور تعیین دقیق تر عمق بیهوشی، روشها و پیش پردازشهای متفاوتی برای تحلیل سیستم غیرخطی متغیر با زمان ارائه می شود. دو روش ارائه شده در این مطالعه و روشهای موجود، بر روی ۱۸۷۰ ثانیه از سیگنال مغزی بیماران مختلف اعمال شده است و در نهایت با اندیس BIS مقایسه شده اند. نتایج تجربی نشان می دهد روشهای پیشنهادی با دقت مناسبی قادر به جداسازی حالات مختلف عمق بیهوشی می باشند.

کلمات کلیدی: تعیین عمق بیهوشی، تحلیل موجک، تابع خود همبسته، سیگنال مغزی.

Proposing New Methods to Determine Depth of Anesthesia

Toktam Zoughi, Reza Boostani

Abstract: – In each surgical operation, monitoring the depth of anesthesia is vital for anesthesiologists. Several methods have been suggested to determine quantitative indices for depth of anesthesia. In this study, to make the index more robust, a beneficial EEG signal preprocessing method and also two efficient methods have been proposed to estimate the depth index during the surgery. To validate the introduced index, the proposed methods are applied to EEG signals of 22 people (1870 epochs) during the surgery and their determined indices are compared to BIS index which is now a reference in anesthesia monitoring. Experimental results showed that the proposed methods can precisely classify the different anesthesia levels of 1870 epochs. Moreover, the results were compared with BIS which shows highly correlated to the Bispectral index (BIS).

Keywords: determining depth of anesthesia, wavelet analysis, autocorrelation, EEG signal.

۱- مقدمه

اتاق عمل با استفاده از علائم کلینیکی از قبیل: فشار خون، ضربان قلب، حرکت اندامهای بدن و تنفس بیمار کنترل می شود. در حین عمل علاوه بر داروهای بیهوشی، داروهایی از قبیل شل کننده عضلانی، قطع کننده تنفس، ضد درد و خواب آور استفاده می شود. این امر باعث می شود تفسیر علائم بیهوشی سخت تر شود بعلاوه شاهد هوشیاری بیمار در حین عمل جراحی باشیم [۱۴ و ۱۶]. به علت اینکه مهمترین عامل بیهوشی در مغز قرار دارد، بیشتر توجه محققان به سمت آنالیز فعالیت الکتریکی مغز (*EEG*) متمرکز شده است [۱۸].

بیهوشی در اثر تزریق داروی بیهوشی حاصل می شود، که از طریق علائمی چون خواب آلودگی و احساس بی دردی قابل تشخیص می باشد. امروزه عمق بیهوشی به صورت کاهش پیوسته عملکرد سیستم عصبی مرکزی و کاهش پاسخ به محرکها قابل بیان می باشد [۱۹]. تزریق مقدار مناسبی داروی بیهوشی به بیمار همواره مساله مهمی برای متخصصان بیهوشی بوده است. متخصصان درصددند در ضمن اطمینان از گردش خون بیمار، عمق بیهوشی افزایش یابد و بهبودی بیمار در مدت زمان کوتاهی تضمین شود [۸ و ۱۱]. امروزه عمق بیهوشی در

حین بیهوشی نمایش داده شده است. شکل ۱-الف سیگنال *EEG* می باشد، شکل ۱-ب ضرایب تقریب این سیگنال را نمایش می دهد و شکل ۱-ج و ۱-د ضرایب جزئیات سیگنال *EEG* می باشند.

۲-۲- طیف مرتبه بالا

برای محاسبه طیفهای مرتبه بالا ابتدا باید آمارگان مرتبه بالا محاسبه شود. برای محاسبه آمارگان مرتبه سوم از فرمول زیر استفاده می شود:

$$R(\tau_1, \tau_2) = EXP\{x(t)x(t + \tau_1)x(t + \tau_2)\} \quad (1)$$

با فرض ایستا بودن سیگنال، طیف مرتبه سوم به صورت زیر محاسبه می شود:

$$Bis(f_1 f_2) = PSD\{R(\tau_1, \tau_2)\} \quad (2)$$

که *PSD* تخمین طیف سیگنال است. در عمل بدلیل طول محدود سیگنال و حجم محاسبات زیاد برای محاسبه طیف مرتبه دوم از تخمین زنده ها استفاده می شود. برای محاسبه طیف دوگانه می توان از روشهای تخمین سنتی (مبتنی بر تبدیل فوریه) و روشهای تخمین پارامتری (مدلهای *AR*، *MA*، *ARMA*) استفاده کرد. در شکل ۲-الف سیگنال *EEG* بیمار در حین بیهوشی خفیف و در قسمت (ب) طیف دوگانه این سیگنال رسم شده است.

۲-۳- تابع خود همبسته^۱

تابع خود همبسته یک سیگنال، نشان دهنده ارتباط آن سیگنال با خودش می باشد و یک روش ریاضی برای یافتن الگوهای تکراری و پررودیک سیگنال می باشد بخصوص زمانی که سیگنال با نویز همراه باشد. برای سیگنال $f(t)$ تابع همبستگی پیوسته $R_{ff}(\tau)$ و با تاخیر به صورت زیر تعریف می شود:

$$R_{ff}(\tau) = \bar{f}(-\tau) * f(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) + \tau \bar{f}(t) dt = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \bar{f}(t - \tau) dt \quad (3)$$

که \bar{f} نشان دهنده *complex conjugate* و * نشان دهنده *convolution* می باشد.

با توجه به غیر ایستا بودن سیگنال *EEG*، یک ثانیه از سیگنال برای آنالیز انتخاب می شود که می توان آن را ایستا در نظر گرفت. بعضی ویژگیهای تابع خودهمبستگی باعث توصیف مناسب خصوصیات سیگنال می شود. تابع خود همبستگی در اطراف صفر متقارن می باشد، بنابراین بررسی نصف این ضرایب برای آنالیز کافی است. این تابع در صفر به ماکزیمم مقدار خود می رسد، چون هر سیگنال بیشترین شباهت با خودش را داراست.

دستگاه های جدید ثبت عمق بی هوشی فقط از یک یا دو کانال *EEG* که از پیشانی بیمار ثبت می شود، بهره برداری می کنند امروزه سه روش کاربردی برای تعیین عمق بیهوشی استفاده می شود که این سه روش به شرح زیر است: *auditory evoked potentials (AEP)* که میزان تحریک پذیری بیمار به محرک صدا را اندازه گیری می کند [۷ و ۹]. *Bispectral index (BIS)* که میزان جفت شدگی بین فرکانسهای مختلف در دامنه فرکانسی را بررسی می کند. رنج *BIS* بین ۰-۱۰۰ می باشد که ۰ نشان دهنده بیهوشی عمیق و ۱۰۰ نشان دهنده هوشیاری کامل بیمار می باشد [۱۲ و ۱۷]. *Narcotrend* (از شرکت *Monitor Technik of Bad Branstedt* آلمان) که بر اساس کلاسه بندی *kugler* عمل می کند و برای آنالیز حالات مختلف خواب ارائه شده است.

روشهای انتقال به دامنه زمان- فرکانسی به دو دسته کلی انتقال خطی و انتقال غیر خطی تقسیم می شود. روشهای انتقال خطی مانند تحلیل موجک محتویات فرکانسی سیگنال را در مقیاسهای متفاوت و با شدتهای گوناگون نمایش می دهند [۳]. از طرفی سیگنال *EEG* به شدت غیر خطی و نامنظم می باشد بنابراین روشهای غیر خطی توزیع انرژی سیگنال در دامنه زمان- فرکانس را بهتر نمایش می دهد [۱].

در بخش ۲ به معرفی و بررسی تعدادی از روشهای استخراج ویژگی سیگنال *EEG* خواهیم پرداخت. در بخش ۳ روش پیشنهادی اول که بر اساس نوسانات تابع خود همبستگی می باشد را مورد بررسی قرار می دهیم. در بخش ۴، روشی بر مبنی تحلیل موجک ارائه می شود و مورد ارزیابی قرار می گیرد و در بخش ۵ روشهای بیان شده نتیجه گیری می شود.

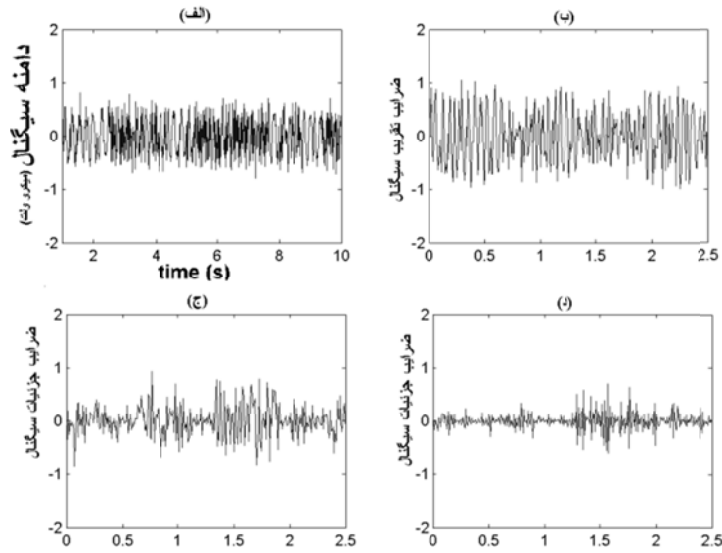
۲- تشریح صورت مسئله

برای بازنمایی بهتر سیگنال باید ویژگیهای موجود در سیگنال استخراج شوند. در این قسمت روشهای استخراج ویژگی از سیگنال و روشهای اساسی پردازش سیگنال که برای کنترل بیهوشی کاربرد دارند، بررسی می شوند.

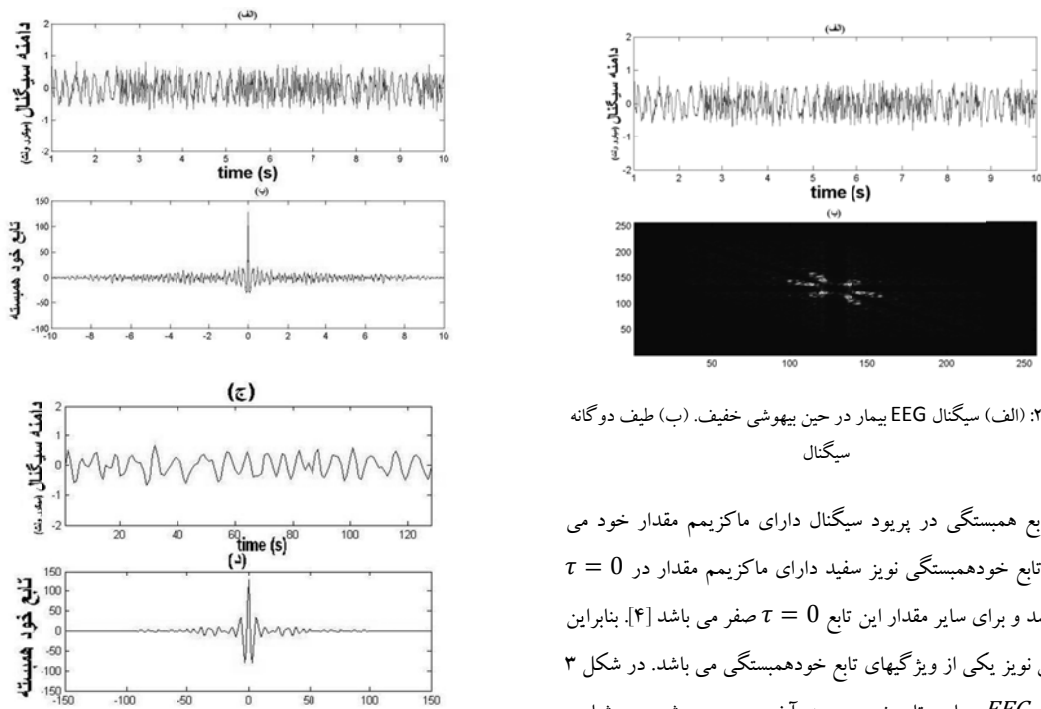
۲-۱- تحلیل موجک

ویژگی بارز تبدیل موجک سیگنال در دامنه زمان و فرکانس می باشد. توابع پایه تحلیل موجک دارای آزادی عمل در انتخاب دو پارامتر انتقال و مقیاس می باشند. این مطلب تحلیل موجک را قادر می سازد سیگنال را به صورت ترکیب موجهای کوچک آنالیز و سنتز کند. آنالیز سیگنال در مقیاسهای مختلف و با دقتهای متفاوت، آنالیز چندگانه نام دارد. در شکل ۱ تبدیل موجک برای ۱۰ ثانیه از سیگنال مغز بیمار در

¹ autocorrelation



شکل ۱: قسمت (الف) ۱۰ ثانیه از سیگنال EEG بیمار در حین عمل، (ب) ضرایب تقریب سیگنال با استفاده از دوبشیز نوع ۳ در ۳ سطح (ج) و (د) ضرایب جزئیات سیگنال EEG.



شکل ۲: (الف) سیگنال EEG بیمار در حین بیهوشی خفیف. (ب) طیف دوگانه سیگنال

تابع همبستگی در پریود سیگنال دارای ماکزیمم مقدار خود می باشد. تابع خودهمبستگی نوین سفید دارای ماکزیمم مقدار در $\tau = 0$ می باشد و برای سایر مقدار این تابع $\tau = 0$ صفر می باشد [۴]. بنابراین کاهش نوین یکی از ویژگیهای تابع خودهمبستگی می باشد. در شکل ۳ سیگنال EEG بیمار و تابع خود همبسته آن در حین بیهوشی و هوشیاری بیمار نمایش داده شده است.

در کنار بعد همبستگی بعد های فرکتالی نیز وجود دارند که نشان دهنده خواص هندسی بستر جذب می باشند ولی سرعت محاسبه بالای دارند. برای محاسبه ابعاد فرکتالی روشهای مختلفی وجود دارد. روش پتروشن برای محاسبه بعد بسیار ساده و سریع می باشد. این بعد به صورت زیر تعریف می شود:

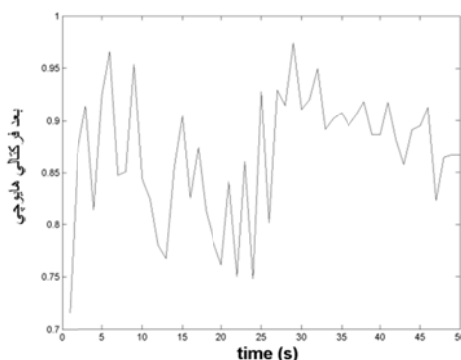
شکل ۳: (الف) سیگنال EEG بیمار در حین بیهوشی خفیف. (ب) تابع خود همبسته سیگنال EEG در حین بیهوشی خفیف. (ج) سیگنال EEG بیمار در حین هوشیاری. (د) تابع خود همبسته سیگنال EEG در حین هوشیاری

$$2-4- \text{بعد فرکتالی پتروشن}^1$$

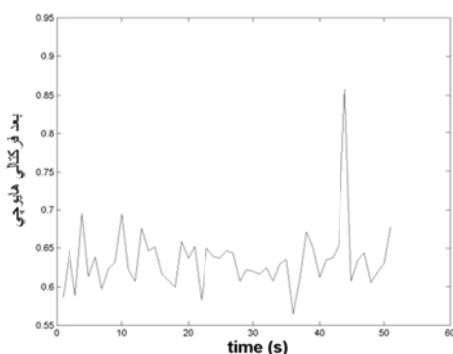
¹ Petrosian fractal dimension

$$L(k) = \sum_{m=1}^k L_m(k) \quad (۷)$$

$L(k)$ طول میانگین کل برای مقیاس k می باشد و به صورت توانی، $L(k) \propto k^{-D}$ قابل نمایش می باشد که D نشان دهنده بعد فرکتال هایوچی می باشد. شیب بهترین خط تقریب زده شده با روش کمترین مربع خطا برای منحنی $\ln(L(k))$ براساس $\ln(1/k)$ ، تخمینی از بعد فرکتال می باشد [۲]. در شکل ۴ و ۵ بعد فرکتال هایوچی برای ۵۰ ثانیه از سیگنال EEG برتیب در حین هوشیاری و بیهوشی عمیق نشان داده شده است.



شکل ۴: بعد فرکتالی هایوچی برای ۵۰ ثانیه از سیگنال EEG در حین هوشیاری



شکل ۵: بعد فرکتالی هایوچی برای ۵۰ ثانیه از سیگنال EEG در حین بیهوشی عمیق

آنتروپی یا پراکندگی، میزان در همریختگی سیگنال را نشان می دهد که به روشهای مختلفی قابل بیان می باشد، در ادامه به چند مورد از آن اشاره می کنیم.

۲-۶- آنتروپی شانون^۲

این روش میزان خود اطلاعی متغیر تصادفی X_i را نشان می دهد [۱۵]:

$$H(\bar{X}) = E\{I(\bar{X})\} = -\sum_i^n p(x_i) \log p(x_i) \quad (۸)$$

$$PFD = \frac{\log_{10} N}{\log_{10} N + \log_{10} \left(\frac{N}{N+0.4 N_{\Delta}} \right)} \quad (۴)$$

که N طول سری زمانی می باشد و N_{Δ} تعداد تغییر علامت در مشتق سیگنال می باشد. چون سیگنال گسسته است تفاضل متوالی عناصر سری زمانی محاسبه می شود.

در مقایسه بعد های فرکتال باید به این نکته اشاره کرد که روش همبستگی احتیاج به تعداد نمونه زیاد برای محاسبه ابعاد بالاتر از روی یک سری زمانی دارد. برای سیگنال هایی که شرط ایستایی در طول زمان را ندارند بکارگیری این روش مناسب نیست زیرا فرض براین است که سیگنال به بستر جذب خود رسیده است و در آن در حال حرکت است. علاوه براین، مشکل زمان بر بودن این روش، کارایی آن را کاهش می دهد. در مقایسه با این روش، روش های بعد فرکتال بسیار سریعتر می باشند و با حجم کم دادهها نیز کار می کنند. این باعث می شود که از داده هایی با طول کمتر که فرض ایستایی روی آنها بر قرار است بتوان استفاده کرد. محققان از این ویژگی های غیر خطی برای بررسی کایاتیک بودن سیگنال EEG و بررسی تغییرات سیگنال در حالت صرع، خواب و فعالیت های ذهنی استفاده کرده اند.

۲-۵- بعد فرکتال هایوچی^۱

برای محاسبه بعد فرکتال، این روش از سایر روشها از لحاظ زمان برتر است. سری زمانی $x(1), x(2), x(3), \dots, x(N)$ را برای آنالیز در نظر می گیریم. k سری زمانی جدید به صورت زیر ساخته می شود:

$$x_m(k) = \left\{ x(m), x(m+k), x(m+2k), \dots, x\left(m + \left\lfloor \frac{N-m}{k} \right\rfloor k\right) \right\}, \text{ for } m = 1, 2, \dots, k \quad (۵)$$

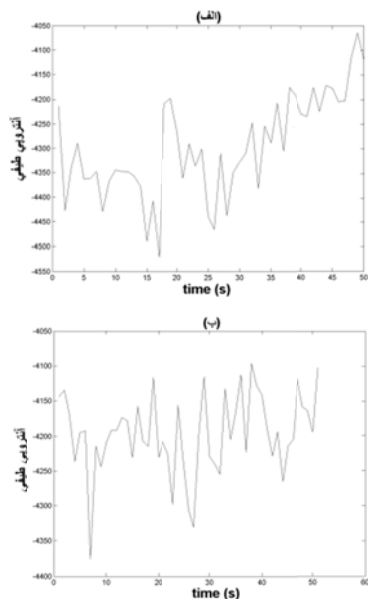
که k و m مقدار صحیح می باشند و به ترتیب نشان دهنده زمان اولیه و فاصله بین نقاط می باشند و a_k قسمت صحیح a می باشد. طول $L_m(k)$ برای هر منحنی یا سری زمانی $x_m(k)$ به صورت زیر محاسبه می شود:

$$L_m(k) = \frac{\sum_{i=1}^{\lfloor \frac{N-m}{k} \rfloor} |x(m+ik) - x(m+(i-1)k)| (N-1)}{\lfloor \frac{N-m}{k} \rfloor k} \quad (۶)$$

که $(N-1)/\lfloor (N-m)/k \rfloor k$ ضریب نرمالیزاسیون و N طول کل سری X می باشد. میانگین طول برای تمام سریهای زمانی که دارای مقیاس یکسان k می باشند، محاسبه می شود. این روال به تعداد k_{max} بار از ۱ تا k_{max} تکرار می شود. که میانگین طول آن برای هر k به صورت زیر محاسبه می شود:

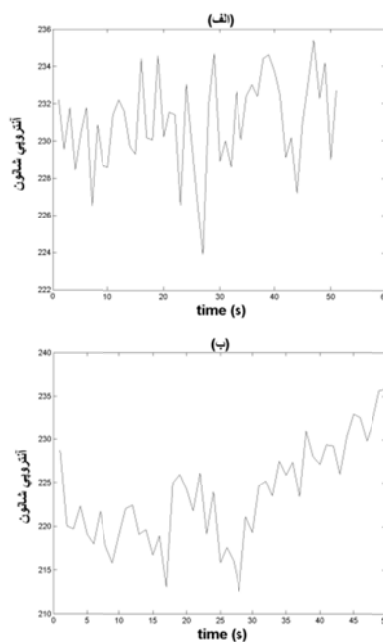
^۲ shannon entropy

^۱ Higuchi fractal dimension



شکل ۷: الف) آنتروپی طیفی برای ۵۰ ثانیه از سیگنال EEG در حین هوشیاری. ب) آنتروپی طیفی برای ۵۰ ثانیه از سیگنال EEG در حین بیهوشی عمیق

در این معادله $p(x_i)$ نشان دهنده احتمال متغیر x_i می باشد. شکل ۶- الف و ب) نشان دهنده آنتروپی شانون ۵۰ ثانیه از سیگنال EEG بترتیب در حین هوشیاری و بیهوشی عمیق می باشد.



شکل ۸: الف) آنتروپی شانون برای ۵۰ ثانیه از سیگنال EEG در حین هوشیاری. ب) آنتروپی شانون برای ۵۰ ثانیه از سیگنال EEG در حین بیهوشی عمیق

۳- روش پیشنهادی اول: تحلیل نوسانات تابع خود همبستگی سیگنال EEG به منظور تعیین

عمق بیهوشی

۱-۳- روشها و متدها

با توجه به نویزی بودن محیط اطراف، قبل از پردازش سیگنال باید نویز سیگنال حذف شود و پس از پردازش سیگنال پردازشهایی به منظور بهبود نتایج که شرح آن داده خواهد شد، انجام می شود.

۱-۱-۳- پیش پردازش سیگنال

مرحله ۱: به منظور کاهش نویز و تاثیر دامنه بر روی امواج مغزی در ابتدا با کم کردن میانگین کل داده ها (در پنجره های یک ثانیه ای) از مقدار هر داده، گرایش آداده ها را از بین می بریم و سپس این مقدار را با انرژی سیگنال نرمالیزه می کنیم:

$$Z_i = \frac{x_i - \bar{x}}{\sqrt{\sum_{i=0}^M |x_i|^2}} \quad (10)$$

با توجه به تاثیر کم دامنه در تعیین عمق بیهوشی اگر روشی بر روی سیگنال اعمال کنیم که تاثیر دامنه را مینیمم کند پردازش سیگنال بهبود خواهد یافت. برای این منظور ابتدا سیگنال را به فاصله های یک ثانیه ای تقسیم می نمایم و سپس این فواصل را جداگانه نرمالایز می نمایم.

۲-۷- آنتروپی طیفی^۱

چگالی طیف توان^۲ مشابه تابع چگالی احتمال می باشد. پس از نرمالیزه کردن چگالی طیف توان هر باند فرکانسی، p_k احتمال وقوع آن فرکانس در سیگنال می باشد. آنتروپی طیفی به صورت زیر حاصل می شود:

$$SpEn = -\sum_k^N p_k \log p_k \quad (9)$$

آنتروپی طیفی به صورت نسبی نیز قابل تعریف می باشد. آنتروپی طیفی اولین بار برای آنالیز سیگنال EEG مورد استفاده قرار گرفت. یکی از این کاربردهای آن مطالعه در مورد فعالیت صرع بیماران و ناهماهنگی سیگنال مغزی در حین فعالیت مغزی ریاضی است [۶]. در این دو تحقیق ثابت شد که آنتروپی طیفی معیار مناسبی برای اندازه گیری بی نظمی و ناهماهنگی سیگنال می باشد. در شکل ۷- الف و ب) آنتروپی طیفی ۵۰ ثانیه از سیگنال EEG بترتیب در حین هوشیاری و بیهوشی عمیق نمایش داده می شود.

³ trend

¹ spectral entropy
² power spectral density

می دهد. بررسی خصیصه های مختلف پردازش سیگنال نشان داده است که هیچ خصیصه ای از سیگنال به تنهایی قادر به تخمین تمام حالات عمق بیهوشی نمی باشد. بنابراین نتایج حاصل از این دو بعد فرکانالی توسط روشهای فازی با یکدیگر ترکیب می شوند. این روش را بعد هایوچی و پتروشین تابع خود همبستگی و یا $PHDA^2$ می نامیم. برای ترکیب این دو بعد نیاز به دو تابع عضویت می باشد. این دو تابع عضویت مرزهای استفاده از بعدها فرکانالی را معین می کنند. به عبارت دیگر مقادیر این دو تابع عضویت تعیین کننده میزان استفاده از بعدها فرکانالی می باشند. همان طور که در شکل ۹ نشان داده شده است دو دوزنقه به عنوان توابع عضویت در نظر گرفته شده است. همانطور که دیده می شود این دو تابع عضویت در فاصله ۰.۶ و ۰.۸ یکدیگر را قطع می کنند که در نتیجه از این نقطه به بعد تاثیر PDA کاهش می یابد و تاثیر HDA افزایش می یابد [۲۱-۲۲].

۳-۱-۳- پس پردازش

در روش ارائه شده یک ثانیه از سیگنال برای آنالیز انتخاب می شود که این مطلب باعث نوسانات شدید اندیس حاصل خواهد شد. برای حل این مساله میانگین هر ۱۰ اندیس بدست آمده از آنالیز سیگنال که هر اندیس آن نتیجه آنالیز یک ثانیه از سیگنال می باشد را به عنوان اندیس نهایی عمق بیهوشی اعلام می نمایم. این روال باعث می شود اندیسهای بدست آمده با نتیجه BIS قابل مقایسه باشد.

همانطور که در بالا ذکر شد الگوریتم ارائه شده از تابع خود همبستگی و بعدها فرکانالی هایوچی و پتروشین استفاده می کند. محاسبه این توابع از لحاظ زمانی و محاسباتی کم هزینه است. این مساله باعث می شود روش $PHDA$ به صورت بلادرنگ پیاده سازی شود، که این مطلب منجر به کاربردی شدن آن در دستگاه های ثبت می شود. در قسمت بعد بهبود نتایج حاصل از اعمال الگوریتم پیشنهادی اول ملاحظه می شود.

۳-۲- نتایج

در این قسمت نتایج حاصل از اعمال الگوریتم $PHDA$ بر روی ۱۸۷۰ ثانیه از سیگنال EEG نشان داده شده است. این سیگنالها از بیمارانی که برای تمام آنها داروی $isoflurane$ جهت بیهوشی استفاده شده، ثبت گردیده است. برای ثبت سیگنال EEG از ایزاری بنام $BIS-XP$ با نرخ سیمپل برداری ۱۲۸ هرترز استفاده شده است.

بنابراین بدون اینکه در محتوی فرکانسی سیگنال خللی وارد شود، تاثیر دامنه سیگنال مینیمم خواهد شد. در این مرحله قسمتهایی از سیگنال که مقدار انرژی آن بیش از ۳ میکرو ولت باشد نرمال می شوند. در بیهوشی های عمیق، مقدار انرژی کمتر از ۳ میکرو ولت می باشد بنابراین مخرج کسر معادله ۱۳ به صفر نزدیک خواهد شد که این امر باعث تقویت نویز خواهد شد. در نتیجه به این حالات بیهوشی، اندیس صفر نسبت می دهیم.

مرحله ۲: قسمت عمده نویز سیگنال مغزی ثبت شده از پیشانی در حین عمل جراحی، در اثر فعالیت ماهیچه ها و حرکت چشم می باشد. که این نویز باعث ناپایداری شدن اندیس تخمین زده شده به خصوص در هنگام هوشیاری فرد خواهد شد. عموماً حرکات سر و چشم فرکانسهای ۰ تا ۱۶ هرترز سیگنال مغزی را مخدوش می کند. این نویز انرژی سیگنال را تحت تاثیر قرار می دهد به همین دلیل کل سیگنال از آن متاثر خواهد شد. برای کاهش نویز در سیگنال مغزی از فیلتر بالاگذر و با فرکانس قطع ۱۶ هرترز استفاده می شود. انتقال از حالت هوشیار به بیهوشی بسیار سریع انجام می شود بنابراین احتمال حضور امواج دلتا بلافاصله پس از تزریق داروی بیهوشی زیاد است. امواج دلتا همانند سیگنال تولید شده در اثر حرکت چشم، دامنه بالا و فرکانس کمی دارد. در نتیجه حذف نویز باعث از بین رفتن پاره ای از ویژگیهای سیگنال خواهد شد. بنابراین در هنگام ظهور این امواج باید حذف نویز متوقف شود.

مرحله ۳: نویز برق شهری که در اثر استفاده از وسایل الکتریکی مختلف در اتاق عمل ایجاد می شود توسط فیلتر ناچ با فرکانس ۵۰ هرترز حذف می شود [۲۰]. پس از مرحله فیلتر کردن، سیگنال حاصل توسط دو الگوریتم پیشنهادی ما که شرح آن در بخش ۳.۱.۲ و ۴.۱ بیان شده است، پردازش می شود.

۳-۱-۲- روش پیشنهادی

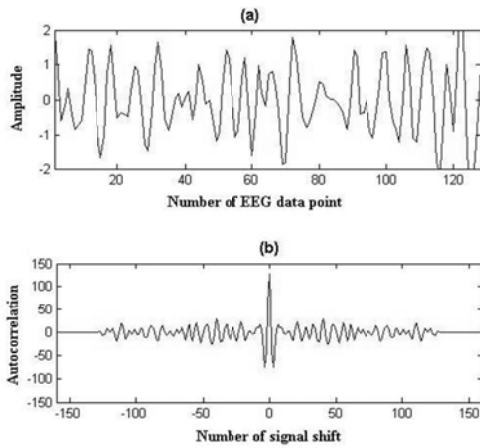
در روش پیشنهادی اول در ابتدا تابع خود همبستگی سیگنال EEG برای هر ثانیه از این سیگنال محاسبه می شود. نتیجه حاصل از این مرحله به صورت جداگانه توسط بعدها فرکانالی هایوچی و پتروشین آنالیز می شود. همان طور که در شکل ۸-الف نشان داده شده بیهوشی عمیق و عمومی توسط روش پتروشین اعمال شده بر روی تابع خود همبستگی که از این پس آن را PDA^1 می نامیم، به خوبی قابل جداسازی است. در شکل ۸-ب بعد هایوچی تابع خود همبستگی که از این پس آن را HDA^1 می نامیم، در حالات هوشیار جداسازی قابل قبولی را نمایش

³ Petrosian and Higuchi Dimensions of Autocorrelation (PHDA)

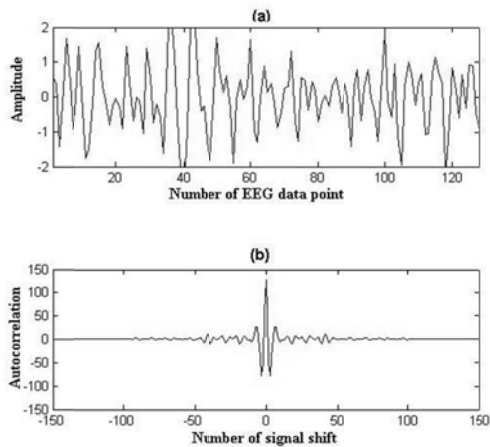
¹ Petrosian Dimension of Autocorrelation (PDA)

² Higuchi Dimension of Autocorrelation (HAD)

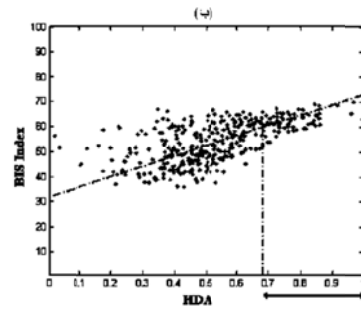
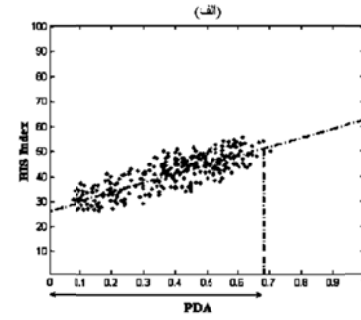
از این دو بعد فرکتال توسط تابع عضویت فازی با یکدیگر ترکیب می شوند. در حالات بیهوشی عمیق، سیگنال EEG نسبت به هوشیاری پرودیگتر می باشد، بنابراین تابع خود همبستگی آن بیشتر از حالت هوشیاری به ماکزیمم مقدار خود می رسد. از طرف دیگر الگوریتم پتروشین بر اساس تغییر علامت مشتق سیگنال عمل می کند بنابراین توصیف کننده مناسبی برای بیهوشی عمیق می باشد. در حالات هوشیاری و بیهوشی های خفیف که اندیس BIS آن بین ۶۰ و ۱۰۰ تغییر می کند، نوسانات تابع خود همبستگی نزدیک به هم می باشد بنابراین پتروشین قادر به تحلیل این مقادیر نمی باشد. در هنگام انتقال از بیهوشی های خفیف به حالت هوشیاری تفاوت دامنه تابع خود همبستگی افزایش می یابد که باعث می شود الگوریتم هایوچی مقادیر بیشتری برای حالات هوشیاری تولید نماید.



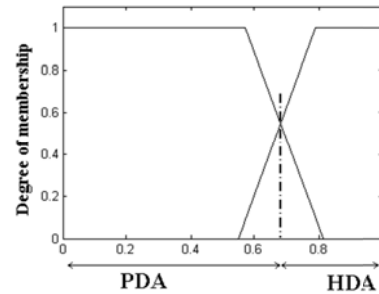
شکل ۱۰: (a) یک ثانیه از سیگنال خام مغز در حین بیهوشی عمیق. (b) تخمین تابع خود همبستگی این سیگنال



شکل ۱۱: یک ثانیه از سیگنال خام مغز در حین هوشیاری. (b) تخمین تابع خود همبستگی این سیگنال



شکل ۸: (الف) بیهوشی عمومی و عمیق با روش PDA از هم تفکیک شده اند. (ب) جداسازی خوبی برای حالات هوشیاری توسط روش HDA انجام شده است.



شکل ۹: دو تابع عضویت دوزنقه ای که با یکدیگر همپوشانی دارند.

همانطور که در قسمت قبل ذکر شد بر روی سیگنالهای بدست آمده، ابتدا پیش پردازشهایی جهت حذف نویز انجام می شود و سپس تابع خود همبستگی بر روی سیگنال حذف نویز شده اعمال می شود. نتایج حاصل از اعمال این روال بر روی یک ثانیه، سیگنال ثبت شده از یک بیمار در شکل ۱۰ نشان داده شده است. اندیس ثبت شده توسط دستگاه BIS برای این بیمار برابر ۱۹ می باشد که این اندیس نشان دهنده بیهوشی عمیق است. در شکل ۱۰-ا محور افقی نشان دهنده زمان و محور عمودی نشان دهنده دامنه سیگنال می باشد. در شکل ۱۰-ب تخمین تابع خود همبستگی نشان داده شده است. شکل ۱۱ مشابه شکل ۱۰ سیگنال خام و تخمین تابع خود همبستگی آن برای یک ثانیه از سیگنال با $BIS=97$ نشان داده شده است که این اندیس نشان دهنده هوشیاری بیمار می باشد. ویژگیهای تابع خود همبستگی توسط بعد فرکتال پتروشین و بعد فرکتالی هایوچی استخراج می شود. نتایج حاصل

برای ارزیابی روش ارائه شده در شکل ۱۲، به مقایسه روش PHDA با اندیس BIS برای ۶ بیمار می پردازیم. در قسمت الف این اشکال اندیس BIS شش بیمار بر حسب زمان و در قسمت ب این اشکال، اندیس PHDA بر حسب زمان نمایش داده شده است. همان طور که در این اشکال دیده می شود ارتباط نسبتاً خوبی بین BIS و PHDA وجود دارد.

$$E_{tot} = \sum_j \sum_k |C_j(k)|^2 \quad (12)$$

انرژی نسبی تحلیل موجک، که احتمال توزیع در مقیاس j ام و با طول پنجره k می باشد توسط رابطه زیر بیان می شود:

$$p_j(k) = \frac{E_j(k)}{E_{tot}} = \frac{|C_j(k)|^2}{\sum_j \sum_k |C_j(k)|^2} \quad (13)$$

همان طور که واضح است رابطه $\sum_k \sum_j p_j(k) = 1$ به علت مجموع احتمالها برقرار است. آنتروپی زیرفضای تحلیل موجک در تمام زمانها و مقیاسها که $WCEE$ نامیده می شود از رابطه زیر بدست می آید:

$$H_{WT} = - \sum_j \sum_k p_j(k) \cdot \log_2[p_j(k)] \quad (14)$$

همان طور که در بالا ذکر شد H_{WT} تخمینی از میزان بی نظمی سیگنال می دهد. در این قسمت اندیسی به نام H_{WT} برای هر ثانیه از سیگنال بدست می آید. مقدار اندیس بدست آمده، همانند اندیس BIS حاصل بین ۰ و ۱۰۰ می باشد و این اندیس نشان دهنده عمق بیهوشی یا حالت بیمار در حین بیهوشی می باشد. این اندیس تخمین خوبی از عمق بیهوشی را بدست می دهد. پس از اعمال $WCEE$ ، پس پردازش ارائه شده در بخش ۳ بر روی نتایج انجام می شود. در قسمت بعد بهبود نتایج حاصل از اعمال الگوریتم $WCEE$ ملاحظه می شود.

۴-۲- نتایج

در این قسمت نتایج حاصل از اعمال روش ارائه شده بر روی ۱۸۷۰ ثانیه از سیگنال EEG که توسط دستگاه $BIS-XP$ ثبت شده اند، نشان داده شده است. ابتدا پیش پردازشهایی جهت حذف نویز سیگنال چشم و سیگنال قلب بر روی سیگنالهای EEG انجام می شود و سپس آنتروپی انرژی ضرایب موجک توسط روش ارائه شده برای این سیگنالها محاسبه می شود. در نهایت پردازشهایی بر روی نتایج حاصل از این مرحله به منظور قابل مقایسه شدن آن با الگوریتمهای موجود و همچنین کاهش نوسانات نتایج اعمال می شود. در شکل ۱۳ چهار سیگنال که با روش $WCEE$ تحلیل شده اند در مقایسه با اندیس BIS نشان داده شده اند. همان طور که مورد انتظار ماست در بیهوشی های عمیق، کاهش بی نظمی منجر به کاهش پراکندگی ضرایب تحلیل موجک می شود و این امر کاهش آنتروپی این ضرایب را در پی دارد.

برای ارزیابی روش ارائه شده در شکل ۱۲، به مقایسه روش PHDA با اندیس BIS برای ۶ بیمار می پردازیم. در قسمت الف این اشکال اندیس BIS شش بیمار بر حسب زمان و در قسمت ب این اشکال، اندیس PHDA بر حسب زمان نمایش داده شده است. همان طور که در این اشکال دیده می شود ارتباط نسبتاً خوبی بین BIS و PHDA وجود دارد.

۴- روش پیشنهادی دوم: روشی کارا بر مبنی

تحلیل موجک جهت تعیین عمق بیهوشی

در این بخش به منظور آماده سازی سیگنال، پیش پردازشهای بیان شده در بخش ۳.۱.۱ بر روی آن اعمال می شود سپس روش پیشنهادی دوم به شرح ذیل بیان می شود.

۴-۱- الگوریتم اصلی

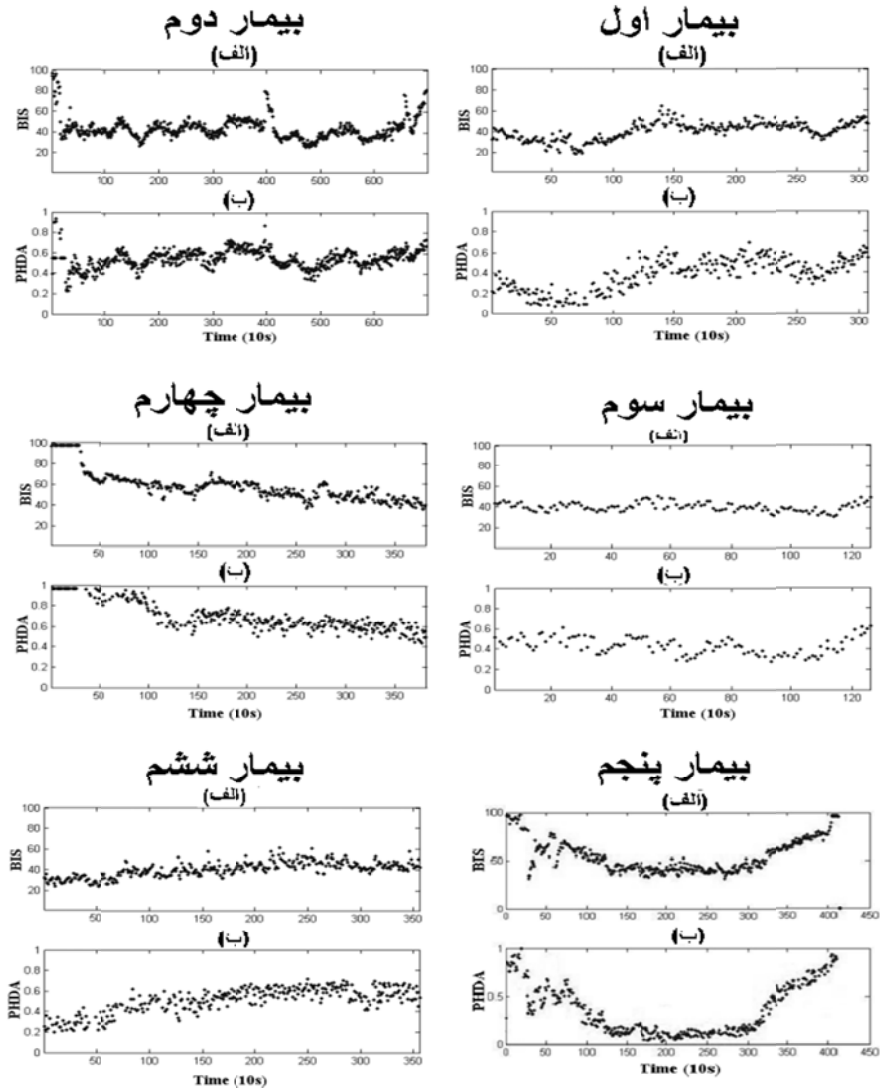
تحلیل موجک به علت داشتن ویژگی هایی چون نمایش زمان-فرکانس و همچنین استخراج ویژگی در مکان های خاصی از زمان و در مقیاسهای متفاوتی، ابزار مناسب برای پردازش سیگنال محسوب می شود. با استفاده از این خصصتها می توان ویژگیهای زمان و مکان سیگنال EEG را استخراج نمود. تحلیل موجک قادر است سیگنال را به باندهای دلخواه تجزیه نماید که این مساله برای آنالیزهای بعدی سیگنال مفید خواهد بود. برای مثال با انتخاب مقیاس ۳ برای تحلیل موجک، سیگنال به سه باند فرکانسی ۰-۸ هرتز و ۸-۱۶ هرتز و ۱۶-۳۲ هرتز تجزیه می شود. این بازه های فرکانسی مشابه باند تتا و آلفا و بتا می باشند.

در این بخش معیاری برای تخمین کمی عمق بیهوشی براساس آنتروپی موجک ارائه شده است که این روش را آنتروپی انرژی ضرایب موجک^۱ می نامیم. روشهای مشابه ای در سایر مطالعات مانند بررسی بی نظمی یا منظم بودن سیگنال EEG [۱۳] و صرع [۵ و ۱۰] بکار برده شده اند.

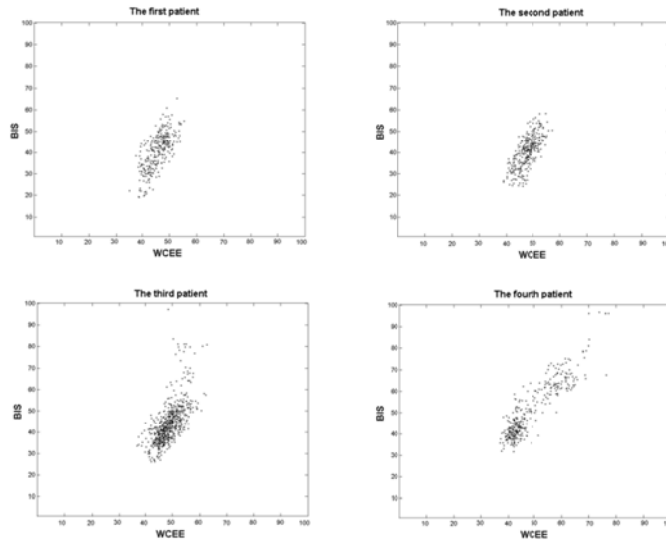
برای محاسبه آنتروپی انرژی ضرایب موجک، در ابتدا ضرایب سیگنال $C_j(k)$ در مقیاس j محاسبه می شود که در این روش j برابر ۵ در نظر گرفته نی شود. برای تجزیه سیگنال به مقیاسهای فرکانسی متفاوت از تبدیل موجک ایستا استفاده می کنیم. انرژی در مقیاس j ام با کمک رابطه زیر محاسبه می شود:

$$E_j(k) = |C_j(k)|^2 \quad (11)$$

^۱ Wavelet Coefficient Energy Entropy (WCEE)



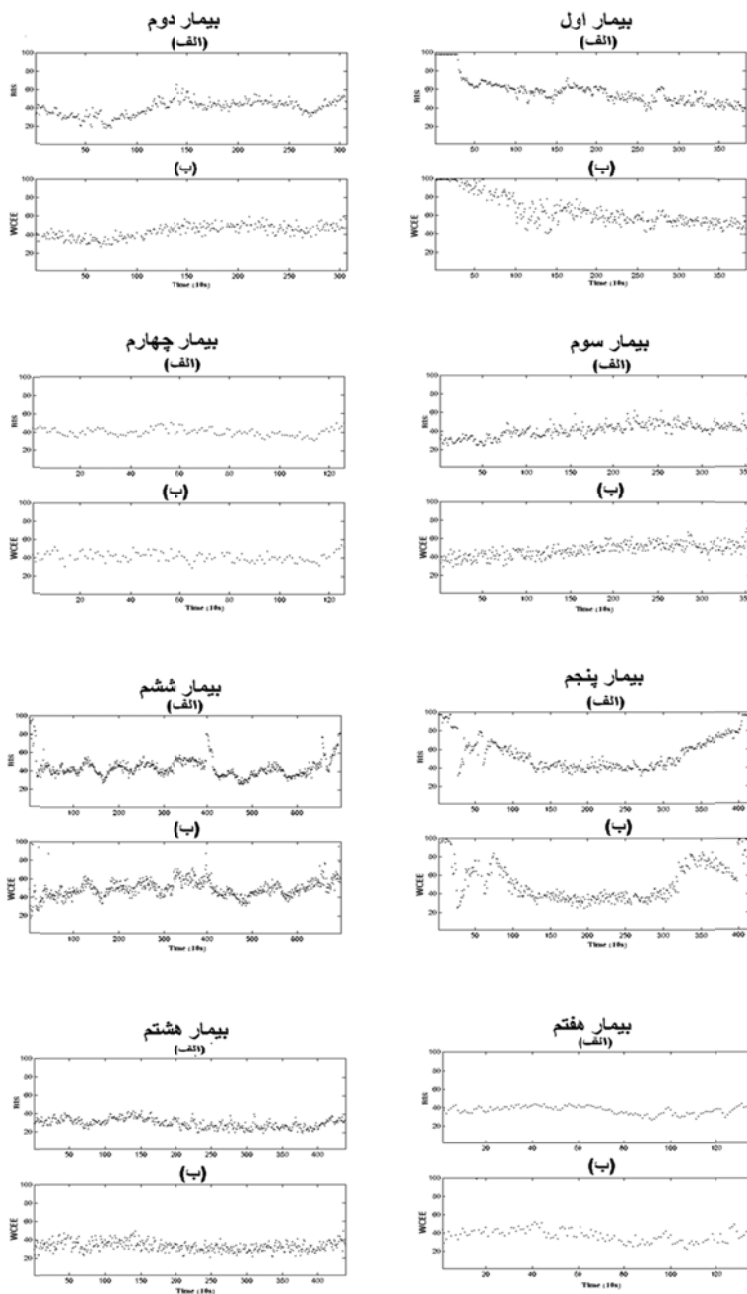
شکل ۱۲: اندیس BIS شش بیمار نسبت به زمان در مقایسه با PHDA



شکل ۱۳: مقایسه اندیس BIS و روش ارائه شده

های مختلف بیهوشی نتایج نزدیک به اندیس *BIS* بدست می دهد. برای ارزیابی روش ارائه شده در شکل ۱۴، به مقایسه روش *WCEE* با اندیس *BIS* برای ۸ بیمار می پردازیم. در قسمت الف این اشکال، اندیس *BIS* شش بیمار بر حسب زمان و در قسمت ب این اشکال، اندیس *WCEE* بر حسب زمان نمایش داده شده است. همان طور که در این اشکال دیده می شود ارتباط نسبتاً خوبی بین *WCEE* و *BIS* وجود دارد.

بنابراین روش ارائه شده برای این حالت بیماری، اندیس با مقدار کم نسبت می دهد. برای حالات هوشیاری عکس این مطلب صادق است، به عبارتی برای این حالات به علت افزایش بی نظمی، مقدار اندیس اختصاص یافته به آن افزایش می یابد. در شکل ۱۶-الف اندیس *BIS* بیمار اول تا بیمار هشتم بر حسب زمان نمایش داده شده است و در قسمت (ب) اندیس *WCEE* بیمار اول تا هشتم بر حسب زمان نشان داده شده است. همان طور که دیده می شود اندیس *WCEE* در عمق



شکل ۱۴: اندیس *BIS* هشت بیمار نسبت به زمان در مقایسه با روش ارائه شده

تابع خود همبستگی می باشند، ارائه شدند. روشهای ارائه شده برای استخراج ویژگیهای مفید سیگنال EEG مناسب می باشد. روش PHDA با ترکیب دو بعد فرکانس نتایج پایداری برای تخمین عمق بیهوشی فراهم می کند. در روش PHDA بعد پتروشین برای بیهوشی های عمیق و بعد هایوچی برای حالات هوشیار مورد استفاده قرار می گیرد. علاوه بر این روش توانایی تحلیل موجک برای تجزیه سیگنال باندهای فرکانسی مختلف، آن را ابزاری کارا برای توصیف سیگنال EEG ساخته است. هر سطح بیهوشی شامل باندهای فرکانسی بخصوصی است که ارتباط بین این باندها توصیف کننده خوبی برای عمق بیهوشی می باشد. بنابراین میزان پراکندگی این ضرایب، اندیس عمق بیهوشی را ارائه می دهد. ایده اصلی روش WCEE، استفاده از آنتروپی ضرایب تحلیل موجک به شیوه جدیدی برای تعیین عمق بیهوشی و همچنین بدست آوردن نتایج مقاومتری می باشد. نتایج حاصل نشان می دهد روش پیش پردازش ارائه شده تاثیر نویز ماهیچه های سیگنال چشم، برق شهر و سایر وسایل الکترونیکی موجود در اتاق عمل را کاهش می دهد. بعلاوه دو الگوریتم ارائه شده تخمین خوبی از عمق بیهوشی بدست می دهد، همچنین نتایج حاصل سازگاری خوبی با اندیس BIS دارد. دو روش ارائه شده در کاربردهای دیگر پزشکی، نظیر تشخیص صرع توسط سیگنال EEG و تشخیص حرکت توسط رابط بین کامپیوتر و مغز انسان^۱ نیز قابل اعمال است.

مراجع

- [1] Acharya, U. R., Faust, O., Kannathal, N., Chua, T., Laxminaryan, S. (2005). "Nonlinear analysis of EEG signals at various sleep stages", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Vol. 80, 37-45.
- [2] Bosch, V., Mecklinger, A., Friederici, A. D. (2001) "Slow Cortical Potentials during Retention of Object, Spatial, and Verbal Information", *Cognitive Brain Research*, Vol. 10, 219-237.
- [3] Flandrin, P. (1999) *Time-Frequency/Time-Scale Analysis*, London, U.K.: Academic.
- [4] Harmony, T., Fernandez, T. (1996) " EEG Delta Activity: an Indicator of Attention to Internal Processing during Performance of Mental Tasks" *International Journal of Psychophysiology*, Vol. 24, 161-171.

¹ Brain Computer Interface (BCI)

در جدول ۱ و ۲ روشهای مختلف پیاده سازی شده در مقایسه با BIS برای ۹ بیمار آورده شده است. ستون اول شماره بیماران که از ۱ تا ۹ شماره گذاری شده است را نشان می دهد و سایر ستونها ضریب همبستگی روش مطرح شده در تیر آن ستون با BIS را نشان می دهد. هر سطر ضریب همبستگی ۱۰ روش پیاده سازی شده با BIS را برای یک بیمار خاص نشان می دهد.

جدول ۱: ضریب همبستگی روشهای مختلف با BIS

Patient's number	PDA	PHDA	طیف مرتبه دوم	آنتروپی ضرایب موجک
(۱)	۰.۵۰۸۷	۰.۸۵۰۵	۰.۵۳۶۳	۰.۵۰۰۸
(۲)	۰.۸۱۵۹	۰.۸۸۶۰	۰.۶۴۲۳	۰.۷۸۳۰
(۳)	۰.۵۹۰۳	۰.۷۱۲۸	۰.۳۲۲۰	۰.۱۲۳۸
(۴)	۰.۳۶۳۰	۰.۶۰۲۴	۰.۳۷۳۰	۰.۱۶۵۹
(۵)	۰.۴۴۸۲	۰.۸۰۲۰	۰.۴۹۵۳	۰.۲۳۳۳
(۶)	۰.۵۹۴۴	۰.۵۰۸۵	۰.۵۲۸۰	۰.۳۴۳۴
(۷)	۰.۵۰۵۹	۰.۶۴۵۶	۰.۴۵۷۰	۰.۲۷۷۴
(۸)	۰.۲۶۰۴	۰.۸۵۰۲	۰.۶۸۰۰	۰.۷۳۶۷
(۹)	۰.۵۸۳۰	۰.۸۰۶۶	۰.۶۰۸۳	۰.۴۰۳۱

جدول ۲: ضریب همبستگی روشهای مختلف با BIS

Patient's number	بعد فرکانسی پتروشین	آنتروپی شانون	آنتروپی طیفی	WCEE
(۱)	۰.۲۳۸۴	۰.۲۷۳۱	۰.۲۶۵۱	۰.۶۵۲۷
(۲)	۰.۸۸۸۱	۰.۸۱۵۷	۰.۷۳۴۱	۰.۷۹۱۸
(۳)	۰.۳۹۴۲	۰.۳۳۹۵	۰.۲۸۷۹	۰.۸۲۱۰
(۴)	۰.۱۴۹۹	۰.۲۰۳۷	۰.۱۷۵۵	۰.۶۰۹۳
(۵)	۰.۲۷۳۱	۰.۲۹۱۶	۰.۲۳۱۶	۰.۷۳۷۸
(۶)	۰.۵۰۲۲	۰.۲۵۷۹	۰.۱۸۸۱	۰.۶۱۳۳
(۷)	۰.۶۶۰	۰.۰۲۲۷	۰.۲۸۰	۰.۵۴۹۲
(۸)	۰.۷۱۳	۰.۲۴۷۹	۰.۲۳۸۴	۰.۸۰۳۱
(۹)	۰.۶۲۸۸	۰.۶۱۸۶	۰.۵۶۲۹	۰.۹۰۹۵

۵- نتیجه گیری

در این تحقیق به بررسی روشهای اساسی پردازش سیگنال به منظور کنترل بیهوشی پرداختیم. علاوه بر آن دو روش کارا برای تعیین عمق بیهوشی بنام WCEE و PHDA که به ترتیب، بر مبنی تبدیل موجک و

- [16] Shao-hua, L., Wei, W., Guan-nan, D., Jing-dong, K., Fang-xiao, H., Ming, T. (2009). "Relationship between depth of anesthesia and effect-site concentration of propofol during induction with the target-controlled infusion technique in elderly patients" *Chinese Medical Journal*, Vol. 122, No. 8: 935-940.
- [17] Sigl, J. C. and Chamoun, N. G. (1994). "An introduction to Bispectral analysis for the EEG" *Journal Clinical Monitoring*, Vol. 10, 392-404.
- [18] Stanski, D. R., (1994). *Monitoring depth of anesthesia*, R. D. Miller, Ed. New York: Churchill Livingstone.
- [19] TaskForce. 2006. "Practice advisory for intraoperative awareness and brain function monitoring." *Anesthesiology*, 104, No. 4: 847-864.
- [20] Zikov T, Bibian S, Dumont GA, Huzmezan M, Ries CR, Quantifying Cortical Activity During General Anesthesia Using Wavelet Analysis, *IEEE Trans. On biomedical engineering* 2006; 53.
- [21] Zoughi, T., Boostani, S. (2010) "Analyzing Autocorrelation Fluctuation of EEG Signal for Estimating Depth of Anesthesia", *IEEE conference ICCE2010 (Isfahan)*.
- [22] نکتم ذوقی، رضا بوستانی، پیمان گیفانی (۱۳۸۸). "روش نوین جهت بهبود توزیع Smoothed pseudo Wigner-Ville به منظور تعیین عمق بیهوشی"، پانزدهمین کنفرانس سالانه انجمن کامپیوتر ایران-تهران.
- [5] Hornero, R., Abasolo, D. E., Espino, P. (2003). "Use of wavelet entropy to compare the EEG background activity of epileptic patients and control patients" in *Proc. 7th International Symposium*, Vol. 2, 5-8.
- [6] Inouye, T., Shinosaki, K., Sakamoto, H., Toi, S., Ukai, S., Iyama, A., Katsuda, Y. and Hirano, M. (1992). "Abnormality of background EEG determined by the entropy of power spectra in epileptic patients" *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol.82, No. 3: 203-207.
- [7] Jensen, E. W., Lindholm, P. and Henneberg, S. (1996). "Auto regressive modeling with exogenous input of auditory evoked potentials to produce an on-line depth of anaesthesia index" *Methods Inf. Med.*, Vol. 35, 256-260.
- [8] Kaul, H.L., Bharti, N. (2002). "monitoring depth of anesthesia" *Indian Journal Anesthesia*, Vol. 46, No. 4: 323-332.
- [9] Litvan, H., Jensen, E. W., Galan, J., Lund, J., Rodriguez, B. E., Henneberg, S. W., Caminal, P. and Villar Landeira, J. M. (2002). "Comparison of conventional averaged and rapid averaged, autoregressive-based extracted auditory evoked potentials for monitoring the hypnotic level during propofol induction" *Anesthesiology*, Vol. 97, No. 2: 351-358.
- [10] Mikaili, M., Hashemi, S. (2002). "Assessment of the complexity/regularity of transient brain waves (EEG) during sleep, based on wavelet theory and the concept of entropy" *Iranian J. of science and Technology*, Vol. 26, 639-646.
- [11] Orser, B. A. (2008). "Depth of Anesthesia Monitor and the Frequency of Intraoperative Awareness" *The New England Journal of Medicine*, Vol. 358, No. 11: 1189-1191.
- [12] Rampil, I. J. (1998). "A primer for EEG signal processing in anesthesia" *Anesthesiology*, Vol. 89, No. 4: 981-1001.
- [13] Rosso, O. A., Blanco, S., Rabinowicz, A. (2003). "Wavelet analysis of generalized tonic-clonic epileptic seizures" *Signal Processing*, Vol. 83, No. 6: 1275-1289.
- [14] Sebel, P. S., Bowdle, T. A., Ghoneim, M. M., Rampil, I. J., Padilla, R. E., Gan, T. J. and Domino, K. B. (2004). "The incidence of awareness during anesthesia: A multicenter United States study" *Anesthesia and Analgesia*, Vol. 99, No. 3: 833-839.
- [15] Shannon, C.E. and Weaver, W. (1949). *The Mathematical Theory of Communication*. University of Illinois Press, Urbana and Chicago, IL, USA, 1998 edition.